

Aus der Neurologischen Klinik der Universität München

Direktor: Prof. Dr. A. Schrader

**Vergleich von
uni- und bipolaren Ableitungen
eines Elektroencephalogrammes
nach Valiumprovokation**

Manfred Schöps

1981

Aus der Neurologischen Klinik der Universität München

Direktor: Prof. Dr. A. Schrader

Vergleich von uni- und bipolaren
Ableitungen eines Elektroencephalogrammes
nach Valiumprovokation

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der Zahnmedizin
an der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Manfred Schöps

aus

Marktoberdorf

1981

Mit Genehmigung des Fachbereiches Medizin der
Universität München

Berichterstatter: Prof.Dr.A.Schrader

Mitberichterstatter: OA Dr. A. Ross

Dekan: Prof.Dr.W.Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 16. Juli 1981



Für

meinen Bruder

Lothar Schöps



Digitized by the Internet Archive
in 2026

INHALTSVERZEICHNIS

1. Einleitung	1
1.1. Definition	1
1.2. Historischer Abriß	1
1.3. Fragestellung	3
2. Grundlagen des Elektroencephalogrammes	6
2.1. Entstehung des elektrischen Feldes	6
2.1.1. Generator des elektrischen Feldes	6
2.1.2. Intracorticale Potentialverteilung	9
2.2. Ausbreitung des elektrischen Feldes	13
2.3. Ableitung des elektrischen Feldes	17
2.3.1. Bipolare Ableitung	19
2.3.2. Unipolare Ableitung	22
2.3.3. Ableitung gegen eine Durchschnittsreferenz	25
3. Ableitetechnik und experimentelle Versuchsdurchführung	27
3.1. Elektroden	27
3.2. Elektrodenlokalisation	30
3.3. Ableitungsprogramme	35
3.4. Provokationsmethoden	40
3.5. Auswahl der Versuchspersonen	44
3.6. experimentelle Versuchsdurchführung	45
4. Ergebnisse und Diskussion der Resultate anderer Autoren	47
4.1. Ergebnisse	47
4.2. Diskussion uni- und bipolarer Ableitungen	54
4.2.1. Problematik der Referenzelektrode	54
4.2.2. Wellenform	59
4.2.3. Lokalisation	60
4.3. Diskussion uni- und bipolarer Programme	69
5. Zusammenfassung	76
6. Literatur	78

1. EINLEITUNG

1.1. Definition

Unter Elektroencephalographie (EEG) versteht man eine Untersuchungsmethode, die es erlaubt, pathologische Veränderungen der Hirntätigkeit festzustellen. Dabei werden von der Kopfhaut Potentialschwankungen, die von der Cortexoberfläche stammen, mittels geeigneter Methoden abgeleitet und kurvenmäßig registriert. Je nach Funktionszustand und Bewußtseinslage des zentralen Nervensystems (ZNS) ergeben sich charakteristische Kurvenbilder. Aus dem Auftreten abnormer Potentiale, Frequenzen oder Wellenmuster, deren Lokalisation und bilateraler Symmetrie lassen sich Rückschlüsse auf pathologische Veränderungen ziehen. Das EEG ist somit ein Indikator für verschiedene funktionelle Zustände normaler und abnormaler Hirntätigkeit.

1.2. Historischer Abriß der Elektroencephalographie

Vor gut einhundert Jahren wurde zum ersten Male eine elektrische Aktivität der Gehirnssubstanz festgestellt. Ausgehend von der Vermutung, das ZNS gebe elektrische Impulse zur Steuerung der Muskulatur, gelang es Caton 1875 von zwei Elektroden, die an verschiedenen Punkten des Cortex eines Kaninchen angebracht waren, Ströme wechselnder Polarität zu registrieren. Mittels weiterer Tierexperimente wurde die Frage nach elektrischer Reaktionsfähigkeit der Gehirnssubstanz auf externe Reize untersucht. So konnten Änderungen der spontanen Aktivität und evozierte Potentialänderungen unter anderem von Beck und Danilewski nachgewiesen werden. Cybulski gelang es dann 1914 durch corticale Reizung einen epileptischen Anfall eines Hundes zu provozieren und aufzuzeichnen.

Schließlich war es Hans Berger, der 1924 die ersten

Potentiale von der unversehrten Kopfhaut eines Menschen durch Dura, Schädelknochen und Haut hindurch ableitete. Er verwendete dazu Silbernadeln, zum Aufzeichnen Saiten- oder Doppelspulgaltanometer. In seinen vierzehn Artikeln "Über das Elektrenkephalogramm des Menschen", die 1929-1938 im Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten erschienen, veröffentlichte er die grundlegenden Fakten der heutigen Elektroencephalographie. Mit der Erkenntnis, der α -Rythmus stelle langsame Schwankungen des Polarisationszustandes der Nervenzellen dar, sei also das elektrische Korrelat cerebraler Ruheaktivität, fundierte er seine "Hirnströme" neurophysiologisch. Aber erst die Wiederholung seiner Skalpuntersuchungen durch Adrian und eine weitere physiologische Konsolidierung verhalfen der Elektroencephalographie nach 1934 zum Durchbruch. Bald darauf gelang es einen klinischen Zusammenhang zwischen EEG und Epilepsie zu finden, Gibbs und Lennox wiesen das Spike und Wave Muster als Erkennungsmerkmal des Petit Mal nach. Grey verwendete ab 1936 das EEG zur Tumoralokalisation.

Mit fortschreitender technischer Entwicklung verdrängten die ersten Röhrenverstärker die Galvanometer; Kathodenstrahloszillographen setzen die Signale graphisch um und schließlich gelang die Aufzeichnung der Potentiale mittels Schreiber. Noch während des Krieges kam es zu einer serienmäßigen Fertigung von EEG Apparaten in den USA, der 8-Kanal-Schreiber wurde 1948 eingeführt. Damit stand von technischer Seite einer breiten Verwendung des EEG nichts mehr im Wege. Mit der Entwicklung von Transistor-Chopperverstärker und zuverlässigen Vielkanalgeräten gelang es den apparativen Aufwand zu reduzieren und das EEG als wichtiges diagnostisches Hilfsmittel zu etablieren. Durch den Einsatz von Computern konnten informatische

und mathematische Analysemethoden für das EEG adaptiert werden. In Zukunft lassen sich durch die Computeranalyse und Telemetrie weitere Anwendungsgebiete erschließen.

1.3. Fragestellung

Die klinische Elektroencephalographie von der unverletzten Schädeloberfläche des Menschen hat in den letzten Jahren als neurologische Untersuchungsmethode immer stärker an Verbreitung gefunden und sich in der ärztlichen Praxis als wichtiges diagnostisches Hilfsmittel durchgesetzt, dies um so mehr, seit einige, den EEG-Wellen zu Grunde liegende neurophysiologische Vorgänge bekannt geworden sind. Trotz augenfälliger Beziehungen zwischen Hirnfunktionen, Funktionsstörungen und EEG Veränderungen konnten allerdings nur wenige Zusammenhänge wissenschaftlich nachgewiesen werden. Vor allem über die eigentliche physiologische Bedeutung der im EEG aufgezeichneten Massenaktivität und über die pathophysiologischen Grundlagen, die zu den unspezifischen pathologischen EEG Veränderungen führen, herrscht weitgehende Unkenntnis. Somit ist auch heute lediglich eine Korrelation, eine phänomenologische Zuordnung von Vorgängen des EEG zu bestimmten Hirnfunktionen bzw. Hirnläsionen möglich. Die konventionelle klinische Elektroencephalographie ist also eine ausgesprochen empirische Disziplin. Ein immenses über 50 Jahre gesammeltes Erfahrungsgut erlaubt die statistische Zuordnung bestimmter Kurvenbilder zu bestimmten physiologischen und pathologischen Zuständen bzw. Affektionen des Gehirns, wobei im individuellen Fall der persönlichen Erfahrung des EEG Spezialisten in der Evaluation der aktuellen Kurvenbilder die entscheidende Rolle zukommt.

Doch selbst mit den modernsten Analyseverfahren kann

nur das ausgewertet werden, was tatsächlich von der Schädeloberfläche registriert wurde. Der Schlüssel einer jeden EEG Auswertung bleibt somit die geschriebene EEG Ableitung und die technischen Voraussetzungen, die diese Ableitung ermöglicht haben, wie z.B. die Platzierung der Elektroden auf der Schädeloberfläche, ihre Verschaltung untereinander und mit der Eingangsstufe des Verstärkers. Diese fundamentalen Methoden der Datengewinnung, die sich in die drei Grundschrirte Genese, Transmission und Registrierung der elektrischen Signale unterteilen lassen, sind von großer Bedeutung. Nicht zuletzt resultieren durch eine geringe Variation oder Modifikation dieser Voraussetzungen scheinbar völlig verschiedene Kurven bei ein und demselben Patienten, was nur durch die elektro-physiologischen Vorgänge bei der Informationsgewinnung zu erklären ist.

Vor allem die Problematik von Ableitungsart und Ableitungsmethode war lange Zeit umstritten und ist es zum Teil noch heute. Um nun die Elektroencephalographie für die klinische Anwendung brauchbar zu machen, ist es von großer Wichtigkeit unter verschiedenen Ableitungen das Normspektrum der EEG Kurven samt seiner Grenzwerte zu erhalten. Dies um so mehr, als die registrierten Werte relativ starken Schwankungen unterworfen sind und die Abgrenzung von pathologischen und normalen Werten nicht immer leicht ist. Außerdem pendeln die Kurven in Abhängigkeit von der jeweiligen Apparatur und Untersuchungsmethode. Die Aufgabe dieser Arbeit wird es sein, unter den Routinebedingungen der Klinik von gesunden Versuchspersonen bi- und unipolare Ableitungen zu registrieren, um für die verwendeten Techniken verlässliche Werte zu erhalten, die ein möglichst sicheres Abgrenzen von normalen zu pathologischen Werten erlauben. Des weiteren wollen wir das Problem der uni- und bipolaren Ableitungen

inclusive der sich daraus ergebenden Ableitungsprogramme aufzeigen und am Hand der veröffentlichten Ergebnisse anderer Autoren erörtern. Ein schlüssiges Patentrezept, mit welcher Ableitungsart, das günstigste Ergebnis zu erzielen ist, will und kann diese Arbeit nicht geben; sondern sie soll basierend auf physikalischen und physiologischen Grundlagen helfen die komplizierten lokalen Potentialverhältnisse, die Überlagerung und Ausbreitung der einzelnen Potentialfelder zu veranschaulichen und auf diese Weise die einzelnen Ableitungen transparenter erscheinen lassen. Diese Darstellung beschränkt sich dabei weitgehend auf eine Diskussion und Begründung der Ableitungs-methodik, die Frage nach dem physiologischen Ursprung des EEG und dessen Relation zu den anatomischen Hirnstrukturen wird nur insofern berücksichtigt, als es zur Erörterung der genannten Thematik notwendig erscheint.

2. GRUNDLAGEN DES ELEKTROENCEPHALOGRAMMES

Zum besseren Verständnis des Wesens der verschiedenen Ableitungsarten ist es notwendig, kurz auf die physikalischen und physiologischen Mechanismen und Vorgänge einzugehen, die zur Produktion eines elektrischen Feldes und der daraus resultierenden Potentialschwankungen führen, sowie die Ausbreitung der Potentiale über den Schädel zu erläutern.

2.1. Entstehung des elektrischen Feldes

2.1.1. Generatoren des elektrischen Feldes

Die von der Kopfhaut abgeleiteten Potentialschwankungen spiegeln kein getreues Bild aller sich im Gehirn abspielenden elektrischen Prozesse wieder, sondern es wird nur ein kleiner Teil der tatsächlichen elektrischen Aktivität registriert, nämlich nur solche Vorgänge, die durch eine mehr oder weniger gleichzeitige, räumlich gerichtete und synchronisierte Tätigkeit zahlreicher Neurone produziert werden und die an der Oberfläche des Gehirns eine genügende Ausdehnung und Größe erreichen, um durch den Schädel nachweisbar zu sein (P. GLOOR 1977, JUNG 1939). Laut COOPER et al. (1974) beträgt ein solcher, makroskopisch faßbarer Neuronverband wenigstens 6 cm^2 Kortexfläche.

Nach dem heutigen Stand ist ein Zusammenhang dieser cortikalen Potentiale mit den excitatorischen postsynaptischen Potentialen (EPSP) und den inhibitorischen postsynaptischen Potentialen (IPSP) der Zellkörper und großen Dendriten der Pyramidenzellen zu sehen (SIMON 1977). Der relativ langsame Zeitverlauf dieser synaptisch induzierten Membranpotentialänderungen ist dem der EEG Wellen verwandt und die Aufsummation wird durch die säulenartige Anordnung der Neurone, vor allem der Pyramidenzellen erleichtert

(COOPER et al.1974),die von tiefen bis zu oberflächlichen Cortexschichten reichen.

CALVET et al.(1964) zeigten,daß drei cortikale Generatoren für die Stromproduktion verantwortlich sein müssen:

- aa) oberflächliche Cortexschichten (Dendriten,die die oberflächlichen negativen Spindeln erzeugen)
- bb) tiefere Cortexschichten (Dendriten und Soma,die oberflächliche positive Spindeln produzieren)
- cc) von diesen unabhängige Cortexschichten (ebenefalls Dendriten und Soma,sie sollen langsame negative Oberflächenwellen verursachen)

Für die vom EEG geforderten Bestandspotentiale (die Wechselspannungen des EEG werden von einer Gleichspannungskomponente überlagert,die als Ruhe oder Bestandpotential bezeichnet wird) ist das somatodendritische Polarisationsgefälle der einzelnen Neurone im gemeinsam orientierten Neuronverband eine ausreichende elektrische Stromquelle.Nach WYSS (1974) wurde das erforderliche hohe Membranpotential für Pyramidenzellen und andere cortikale Neurone bereits nachgewiesen:"Die elektrischen Schwankungen,die auf Stromfluß im Gewebe beruhen,sind in der Regel Ruheströme,die periodischen Schwankungen unterliegen,selten Aktionsströme.Ursache dieser Stromschwankungen können aller Wahrscheinlichkeit nach Polarisationsspannungsschwankungen an der Membran von Nervenzellen (Zellkörper/Dendriten) sein.Und nur zeitlich variable Polarisationsgradienten können zu den beobachteten Potentialschwankungen führen".

Synchronisation des intracorticalen Stromflusses

Tierexperimentelle Untersuchungen von ANDERSEN et al. (1964) belegen die zentrale Rolle des spezifischen thalamischen Projektionssystemes als corticaler Schritt-

macher. So erzeugt eine repetitive Reizung im spezifischen Thalamus augmentierende spindelförmige Wellen. Ferner zeigten sie, daß in den thalamischen Relaiskernen nach Reizung Aktivitätsschwankungen von Neuronen auftreten, die über eine feed back oder Renshaw Hemmung eine Inhibition derselben Kerne zur Folge haben. So wird ein mehr oder weniger gleichmäßiger Erregungsstrom mit Frequenzen zum Cortex und dort insbesondere zu den Pyramidenzellen weitergeleitet, deren Perioden durch die Stärke der Hemmkoppelung bestimmt werden (ANDERSEN et al. 1964, SIMON 1977).

Durch gleichzeitige Inhibition vieler Relaiszellen wird dieser Informationsfluß synchronisiert. Die Stärke der Synchronisation ist somit lediglich ein Ausdruck für die Menge der synaptisch aktivierten Elemente. Nach POLLEN (1964) werden für die verschiedenen Wellenarten des EEG unterschiedliche Erregungskreise angenommen, z.B. intracorticale, auch thalamische Relaiskerne für die Erzeugung der Wellen im Delta- und Thetafrequenzband.

In den exzitatorischen und inhibitorischen Synapsen der corticalen Nervenzellen, speziell der Pyramidenzellen enden viele afferente Fasern von intracorticalen und thalamischen Schrittmachern. An der Gesamtoberfläche der Cortexneurone nehmen die Dendriten den größten Anteil ein. Sie sind die wesentlichsten exzitatorischen Rezipienten des Neurons. Die genauen Koppelungsmechanismen einer corticalen Zellpopulation sind aber noch weitgehend unbekannt (SIMON 1977).

Allerdings haben sich einige Beziehungen feststellen lassen. So korrelieren bei intrazellulären Ableitungen und gleichzeitiger Registrierung von evozierten und spontanen EEG Potentialen die erhaltenen Wellen. Laut SIMON (1977) stimmen einzelne Neurone mit dem EEG nach Periodik und Amplitude überein. "Zusammen-

fassend läßt sich sagen, die synaptische Aktivität einzelner corticaler Nervenzellen ist während der Spindelaktivität durch thalamische und intracorticale Schrittmacher gekoppelt. Die daraus resultierende synaptische Aktivität dieser Nervenzellen ist der Generator spindelförmiger EEG Wellen".

2.1.2. Intracorticale Potentialverteilung

Nur durch eine besondere Anordnung der stromerzeugenden Elemente im Cortex kann ein derart weitgefächertes und gerichtetes Stromfeld erzeugt werden, das durch Pia, Dura und Knochen hindurch registriert wird. ABRAHAM (1958) zeigte bei Vergleichen des Elektrocorticogrammes (ECG) mit dem EEG, daß alle Entladungen, die kleiner als $200 \mu V$ sind im normalen Skalp EEG nicht mehr registriert werden. Ebenso existiert ein mittleres Amplitudenverhältnis Cortex : Skalp von 10 : 1. Demnach müssen von den Generatorzellen bestimmte Voraussetzungen erfüllt werden, um ein elektrisches Feld zu erhalten, bei dem außerhalb einer Gruppenanordnung von Neuronen extrazelluläre Stromwege existieren und solche hohe Potentialdifferenzen auftreten.

a) Feldtheorien

Nach COOPER et al. (1974) lassen sich nun verschiedene Hypothesen der Strom- und Potentialausbreitung diskutieren:

aa) Dipoltheorie:

Hier werden die Pyramidenzellen mit oszillierenden Dipolen verglichen, deren Achse senkrecht zur Cortexoberfläche liegt. Durch eine große Menge synchronisierter Neuronen des Cortex können nun makroskopische, dipolare elektrische Felder erzeugt werden (GLOOR 1977).

bb) Theorie der Ionenbewegungen

cc) Potentialtheorie

Im Grunde dürften diese Anschauungen auf einen gemeinsamen Nenner zu bringen sein und sind nicht alternativ, sondern ergänzend zu sehen. Deshalb genügt es, die Dipoltheorie an Hand eines offenen Feldes näher zu erläutern.

b) offenes Stromfeld

Zur Erzeugung eines solchen elektrischen Stromfeldes, wie es wahrscheinlich im EEG registriert wird, müssen die stromerzeugenden Elemente, also die Neuren so ausgerichtet sein, daß die erzeugten Stromflüsse offen ausgedehnte Potentialflächen ergeben. Im cerebralen Cortex und im Cerebellum ist nun diese Prämissen durch eine senkrechte Anordnung der Neuren und ihrer Dendriten zur Oberfläche erfüllt. Die Soma liegen dabei zentral. "Innerhalb dieser palisadenartigen Anordnung der Pyramidenzellen verlaufen die extrazellulären Stromwege, bedingt durch die Ausrichtung und enge Nachbarschaft der Zellen weitgehend parallel zu den intrazellulären dendritischen Wegen" (SIMON 1977). So haben ein bei exzitatorischer synaptischer Aktion peripher am apikalen Dendriten ausgelöster Stromfluß und ein weiterer, der bei synaptischer Inhibition am zentralen Soma erzeugt wurde, die gleiche Richtung, nämlich vom zentralen Soma zum peripheren Dendriten. Das hat einen Ionenstrom zur Folge, sowohl durch die Zelle, wie auch durch das externe Medium, der die Widerstände der beiden Medien überwinden muß. Der externe Stromfluß wird sich auf das gesamte umliegende Gebiet verteilen und so Äquipotentialflächen hervorbringen, d.h. Flächen gleichen Potentials. Laut SIMON (1977) entspricht die Potentialbildung auf der Oberfläche dem synaptischen Stromfluß und nicht dem synaptischen Potential. COOPER et al. (1974)

nehmen an, daß die corticalen Potentiale aus den EPSPs und den IPSPs der Zellkörper und großen Dendriten der Pyramidenzellen hervorgehen.

Bei einer solchen Gruppierung der Neuren liegt "eine entfernte Referenzelektrode immer nahe der ausgedehnten Null-Äquipotentialfläche, da Flächen mit positiven und negativen Potentialen an den Rändern der scheibenförmigen Anordnung auseinanderstreben. Für eine genügend weit entfernte Elektrode wird diese Anordnung durch ein Einzelelement angenähert, das Stromquelle und -senke ausspannt und einen Dipol bildet. Bei der Aktivierung eines Dipols durch Stromquelle im Soma und Stromsenke im dendritischen Zylinder ergibt die Ausrichtung des Stromfeldes ein positives Feldpotential auf der dem Soma zugewandten Seite der Null-Äquipotentialfläche und negatives Potential überall auf der dendritischen Seite. In der Verlängerung der Dipolrichtung sind die Potentialmaxima abzugreifen. Die Amplitude fällt quadratisch mit wachsender Entfernung ab" (SIMON 1977).

c) Stromfluß im Gewebe

Im Cortex ist die Situation komplexer, es ist schwieriger die räumliche Verteilung des Stromflusses zu simulieren. Der Idealfall eines offenen Feldes ist allerdings nicht realisiert, in einigen kleineren Bereichen bilden besonders ausgerichtete Neurenverbände, wie die Pyramidenzellen solche offenen Felder, die wieder von inaktiven Regionen durchbrochen werden. Diese Gebiete sind aber ebenfalls elektrische Leiter, wenn auch mit geringerer Leitfähigkeit und so ist zwischen den elektrisch aktiven Zonen ein Potentialausgleich mittels Stromfluß möglich. SIMON (1977) nimmt an, daß die Potentialverteilung auf der Cortex- und somit der Schädeloberfläche wesentlich durch diese inaktiven und

und aktiven Durchbrechungsstellen beeinflusst wird. Auch die zwischen Spannungsquelle und aufnehmenden Elektroden zwischengeschalteten Widerstände sind keine zu vernachlässigende Größe. Laut JUNG (1939) bilden sie mit dem mehr oder weniger gut leitenden Gewebe des Cortex eine Art Nebenschluß.

Auf diese Weise kommt es zu einer Spannungsteilung (RALL et al. 1968); zu einem primären Stromfluß Soma - Dendrit im extrazellulären Raum entlang des dendritischen Zylinders und zu einem sekundären Stromfluß über diese Durchbrechungsstellen, der relativ weit vom erzeugenden Feld entfernt verlaufen kann.

Von besonderer Bedeutung sind dabei die Gewebsleitfähigkeiten der dazwischenliegenden Substanzen, wie Pia, Gefäßräume, Liquorräume, Dura, Knochen und Haut, die entscheidend den Verlauf der Stromwege und damit der Potentialverteilung beeinflussen. Theoretisch kann es bei sehr guter Leitungsfähigkeit zu einer Art Kurzschluß kommen. Da aber alle biologischen Strukturen einen nennenswerten Widerstand besitzen, resultiert ein Nebenschlußwiderstand (shunt). Nach JUNG (1939) ist dieser Shunteffekt sowohl für die physikalische Ausbreitung sowie für die Verminderung der auf der Kopfhaut nachweisbaren Spannungen verantwortlich. TOENNIES (1933) zeigte in seinen Untersuchungen über die Veränderung der Hirnpotentialschwankungen bei Ableitung von der Kopfschwarte, daß nicht der Durchleitewiderstand, sondern die seitliche Ausbreitung der Potentialschwankungen in den besser leitenden Schichten für die Größenabnahme der von der Schädeloberfläche ableitbaren Erscheinungen entscheidend ist. Gute Leiter, wie Liquor und Blut werden folglich die Spannungsteilung vergrößern und somit die EEG Signale verkleinern. "Die Amplituden der EEG Wellen hängen demnach sowohl von der Stärke der Aktivierung, als auch von der Ausrichtung

der Elemente und des damit erzeugten Feldes ab. Diese Faktoren bestimmen die Synchronisationsstärke des EEG unter gleichen zeitlichen und örtlichen Bedingungen aktivierender Elemente"(SIMON 1977).

2.2. Ausbreitung des elektrischen Feldes

Um die physikalische Feldverteilung im Cortex und auf der Schädeloberfläche zu erläutern, führt GLOOR (1977) den Begriff des Volume Conductors ein. Danach bildet jeder dreidimensionale Körper, der elektrisch leitfähig ist, wie biologische Organismen, einen solchen Volumenleiter.

Ein elektrisches Feld breitet sich gesetzmäßig über den gesamten Leiter aus, egal an welcher Stelle des Leiters es induziert wurde, bzw. sich die eigentliche Generatorquelle befindet. Jede Potentialdifferenz zwischen zwei Punkten führt so automatisch zu einem zeitlich und stärkemäßig variablen Stromfluß. Nur wenn die beiden Ableitpunkte auf dem selben Äquipotentialniveau liegen, wird kein Ladungsausgleich stattfinden und somit kein Strom fließen. Über den tatsächlichen Ort des Generators gibt ein Äquipotentialniveau aber keinen Hinweis. Die Potentialdifferenzen zweier Elektroden, die beliebig auf der Schädeloberfläche plaziert sind, resultieren nämlich nicht nur aus der Aktivität jener Hirnareale, die direkt unter den Elektroden liegen, sondern sie können auch aus Aktivitäten stammen, die in beträchtlicher Entfernung von diesen Gebieten erzeugt wurden.

Physikalische Streuung

Adrian und Yamagiva (JUNG 1939) wiesen durch Modellversuche nach, daß die physikalische Streuung der Potentiale von einem Punkt der Cortexoberfläche sehr beträchtlich ist und über den gesamten Schädel rei-

chen kann. Theoretisch ist diese Streuung nicht begrenzt und hängt von dem Ort, der räumlichen Ausdehnung und der Richtung der spannungsproduzierenden Teile des Gehirns ab. In Praxi kommt es aber doch zu einer Eingrenzung der Potentialausbreitung, wie die rasche Größenabnahme der Potentiale zeigt. So nimmt mit wachsender Entfernung vom Ort der elektrischen Aktivität die Dichte der Äquipotentiallinien ab (JUNG 1939). Auf Grund der sehr variablen Ausdehnung, Richtung und Art der Hirnpotentiale resultiert bei einer Ableitung von der Schädeloberfläche aber nicht die physikalisch zu erwartende Abnahme des Potentials mit dem Quadrat der Entfernung.

Andererseits zeigt sich ein wesentlicher Unterschied in der Potentialverteilung zwischen Schädelkonvexität und Schädelbasis. An der Konvexität ergibt sich durch den hohen Widerstand des Knochens und der geringen Ausbildung von Strukturen guter Leitungsfähigkeit eine nur geringe Verbreitung der Potentiale, der Größenbetrag wird hier rapide abnehmen. An der Basis hingegen ermöglicht die ausgeprägte Leitfähigkeit der dortigen Gewebe, vor allem die ausgedehnten Liquorräume und reichliche Muskulatur eine gute und gleichmäßige Verbreitung der von den elektrisch aktiven, basal gelegenen Generatoren erzeugten Potentialschwankungen (TOENNIES 1933). Daraus resultiert nach JUNG (1939) ein guter Shunteffekt mit nur geringen Potentialdifferenzen. Gegenüber der Konvexität bildet sich jedoch ein allgemeines Durchschnittspotential, das im wesentlichen durch die elektrisch aktiven Strukturen zwischen den beiden bedingt ist. Die Schädelbasis wird somit erheblich von den in der Nähe ablaufenden Potentialschwankungen beeinflusst.

Interferenz von wandernden Potentialfeldern

Bei der hypothetischen Annahme eines einzelnen, eng begrenzten und stationären Fokus in Form eines Dipols

kann das von ihm erzeugte Potentialfeld nicht als örtlich fixiert angesehen werden, sondern die Ausbreitung und Streuung dieses Feldes muß ebenfalls berücksichtigt werden. Nach PETSCHKE & FRÜHMANN (1966) breiten sich die elektrischen Potentialfelder mit einer Geschwindigkeit im m/sec Bereich nach verschiedenen Richtungen über die Schädeloberfläche verschieden weit aus. Auch vermuten sie, daß sich die diversen Herde aus Potentialfeldern unterschiedlicher Gestalt und Verteilung zusammensetzen. Durch Interferenz dieser unterschiedlichen Potentiale komplizieren sich die Verhältnisse. So ist der Idealfall eines Potentialfeldes eines Herdes, der einer um die Y-Achse rotierenden Gauß'schen Kurve entspricht nie anzutreffen.

An Hand des α -Rhythmus untersuchte JUNG (1939) die Verteilung der Potentiale über den Schädel. Dabei kommt es zusammen mit der physikalischen Ausbreitung der Potentiale zu einer gleitenden Koordination bedingt durch Fokuswanderung, Phasenkoppelung und zentraler Überlagerung.

Die zentrale Überlagerung sorgt für eine zeitlich abgestufte und variable gegenseitige Verstärkung und Abschwächung der rhythmischen Erscheinungen des ZNS, vergleichbar mit der Interferenz verschiedener Wellenarten. Die Phasenkoppelung regelt das zeitliche Zusammenarbeiten von gleichsinnig aktivierten Regionen verschiedener Hemisphären. Hier sollen die Phasen diverser Rhythmen, wie die des α -Rhythmus oder die Blockierung durch Augenöffnen in etwa synchron ablaufen. Beim Fokuswechsel verschiebt sich der Schwerpunkt des dominierenden Generators. Ein solcher Herd ist als das Resultat einer annähernden synchronen elektrischen Aktivität zahlreicher Nervenzellen in einem bestimmten Gebiet anzusehen, welches für einige Zeit die Führung übernimmt. Gleichzeitig sind in

anderen Regionen Neurone mit niedriger Synchronisationsstärke tätig. Unter entsprechenden Voraussetzungen können nun diese Neurone die Schrittmacherfunktion übernehmen und auf diese Art und Weise zu einem Wandern des Fokus führen, z.B. beim α -Rhythmus in der occipitalen, occipito-temporalen und occipito-parietalen Übergangsregion. Die so erzeugten Felder breiten sich anschließend durch physikalische Streuung über den gesamten Schädel aus. Innerhalb kürzester Zeit, manchmal weniger als 1/10 Sekunde kann ein Herd über relativ große Strecken wandern. (JUNG 1939)

Aus diesen Beobachtungen schließt GLOOR (1977), daß es keine einfachen Richtlinien gibt, um die Aufzeichnung eines elektrischen Potentials mit seinem vermuteten Ursprungsort im Cortex zu korrelieren.

Verteilung des elektrischen Feldes an der Schädeloberfläche

Laut HJORTH (1975) erzeugt ein positiver Stromfluß, der die Oberfläche eines Volume Conductors erreicht und dort radial ausgebreitet wird, entsprechend den physikalischen Gesetzen einen positiven Potentialberg in der Umgebung. Solch eine konvexe Krümmung des Potentialfeldes, die an einer Stelle der Oberfläche beobachtet wird, kann jedoch durch eine konkave Krümmung in der benachbarten Region ausgeglichen werden. Schematisch läßt sich der am häufigsten angetroffene Feldtyp als ein solcher Berg auffassen, der sich über einem bestimmten Gebiet des Schädels erhebt und dessen Gipfel über dem Zentrum des cortikalen Generators liegt (GLOOR 1977). Das Potential eines jeden Punktes des Skalps wird nun als Erhöhung genau über diesem Punkt aufgetragen, an dem es registriert wird. Parallel zur Schädeloberfläche liegende Scheiben dieses Berges symbolisieren die Äquipotentialflächen. Die Aufgabe der klinischen Elektroencephalographie sieht er nun darin, den Gipfel dieser Potentialland-

schaft zu finden.

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß die Potentialverteilung über den Cortex und die Schädeloberfläche abhängig ist von:

- den Eigenschaften und Leitfähigkeiten der die cortikalen Generatoren umgebenden Medien und ihrer Nebenschlußwirkung, nicht zuletzt auch von dem daraus resultierenden Potentialunterschied zwischen Schädelkonvexität und -basis;
- der Lage, Ausdehnung, Richtung und Art des elektrischen Feldes;
- der nicht einheitlichen physikalischen Streuung. Im allgemeinen nimmt JUNG (1939) eine merkliche Streuung von 5-10 cm auf der Schädelkonvexität mit annäherndem exponentiellen Potentialabfall an.

2.3. Ableitung des elektrischen Feldes

Mit Hilfe der gebräuchlichen Ableittechniken werden die elektrischen Potentialverteilungen auf der Kopfoberfläche registriert. Durch die Art der EEG Gewinnung sind aber einer exakten Beschreibung des EEG als Summe von sich räumlich und zeitlich ändernden Potentialfeldern Grenzen gesetzt, da eine vier- oder fünfdimensionale Darstellung (Oberfläche, Potential, Zeit) momentan noch nicht möglich ist. Diese Schwierigkeiten können teilweise durch die Wahl geeigneter Elektrodenverbindungen und entsprechender Verschaltung mit dem Verstärker gelöst werden, wenn dabei insbesondere die Prinzipien der konventionellen Ableittechniken berücksichtigt werden.

Es gibt heute drei grundlegende Methoden, elektrische Signale von einer Anordnung von Elektroden abzuleiten:

- die unipolare Ableitung:

Sie wurde erstmals von TOENNIES (1934) angegeben; dabei wird von einer aktiven Elektrode auf der Schädelkonvexität gegen eine gemeinsame, indifferente, meistens geerdete Referenzelektrode abgeleitet.

- die Ableitung gegen eine Durchschnittsreferenz :
die common average reference wurde von GOLDMANN und OFFNER 1950 entwickelt und stellt ebenfalls eine monopolare Ableitung dar.

- die bipolare Ableitung:

Die enge bipolare Ableitung zwischen zwei Punkten der Schädelkonvexität wurde erstmals von ADRIAN und MATTHEWS 1934 beschrieben.

Die weite bipolare Ableitung zwischen Stirn und Hinterhaupt wurde von BERGER (1935) vorwiegend seit 1929 angewendet.

Genau genommen sind all diese Ableitungen bipolar, weil jeweils zwei Elektroden an einen Kanal des Verstärkers angeschlossen sind. Dabei wird immer die Potentialdifferenz, also die Spannung zwischen den beiden Elektroden gemessen und nie die absoluten Potentialwerte. Die Richtung des Ausschlages des Schreibsystems wird durch die Polarität des Signals bestimmt, das an die Eingangsanschlüsse G1 (Grid 1; Synonyma: input terminal 1, schwarzer Kanal) und G2 (Grid 2; Synonyma: input terminal 2, weißer Kanal) des Verstärkers gelegt wird. Nach einem Vorschlag der International Federation of Societies for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology (1974) werden die Kabel derart mit dem Verstärker verbunden, daß bei einer negativen Potentialdifferenz zwischen G1 und G2 die Schreibfedern nach oben ausschlagen.

2.3.1. Bipolare Ableitung

Bei der bipolaren Ableitung wird das Potential zweier aktiver Elektroden voneinander substrahiert und in einer EEG Spur registriert. Je nach der Größe der Elektrodenabstände spricht man dabei von weiter und enger bipolarer Ableitung

Jede Elektrode wird mit dem input terminal 1 des einen und dem input terminal 2 des nächsten Kanals verbunden, es handelt sich quasi um eine Art Reihenschaltung von Elektroden und input terminals. COOPER et al. (1974) beschrieben die Potentialverteilung entlang einer solchen Elektrodenreihe sehr anschaulich:

Zu einem bestimmten Zeitpunkt liegt an jedem Verstärkeranschluß das Potential $V_{n,m}$, das sich aus der Differenz der Elektrodenpotentiale E_n und E_m ergibt, die an den Elektroden e_n und e_m anliegen. Diese Elektroden sind mit einem Kanal des Verstärkers verbunden. Also

gilt: $V_{n,m} = E_n - E_m$;

Aus dieser Gleichung folgt:

- a. Ein Zeigerausschlag erfolgt nur dann, wenn die Potentiale E_n und E_m unterschiedlich sind. Liegen die beiden Elektroden auf einem Äquipotentialniveau dann ist $E_n = E_m$ und $V_{n,m} = 0$; es ergibt sich also kein Zeigerausschlag.
- b. Die Größe der gemessenen Spannung V und damit die gesamte vertikale Zeigerauslenkung (Amplitude) und deren Richtung hängen von den gemessenen Elektrodenpotentialen E_n und E_m ab.
Ist $E_m > E_n$ und damit $E_n - E_m < 0$ erfolgt definitionsgemäß ein Ausschlag nach oben. Ist $E_m < E_n$, damit $E_n - E_m > 0$ wird die Auslenkung nach unten stattfinden.
- c. Haben E_n und E_m eine gemeinsame Komponente, so hebt sich diese auf und wird im Signal $V_{n,m}$ nicht enthalten sein, entsprechend den physikalischen Gesetzen

über die Wellentheorie. "Erscheint eine synchrone Tätigkeit über einer Anzahl von Elektroden, so wird sie nur mit stark verminderter Amplitude registriert".

- d. "An einem Verstärker, der zwei andere in Serie geschaltete überbrückt, liegt die algebraische Summe der Eingangssignale der beiden anderen Verstärker, was keine zusätzliche Information liefert" (COOPER et al. 1974).

Die Potentialverteilung, wie man sie bei Skalpableitungen findet, sei am Beispiel einer äquidistanten Elektrodenreihe zu einem beliebigen Zeitpunkt nach COOPER et al. (1974) skizziert:

Schreiber-
auslenkung

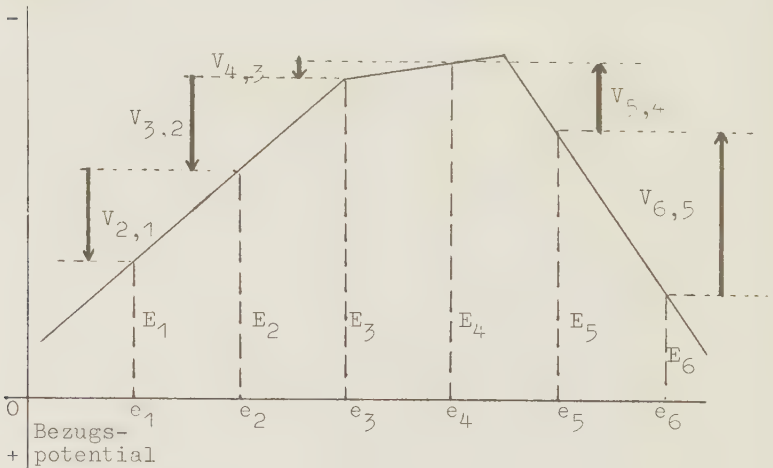


Abb.1 : Potentialverteilung bei bipolarer Ableitung entlang einer äquidistanten Elektrodenreihe. Die Ausschläge der Schreiber erfolgen dabei entsprechend der Pfeilrichtung der Spannungen $V_{2,1}$ und $V_{6,5}$.

Die bei bipolarer Ableitung ermittelte Kurve ergibt somit immer ein Zerrbild der tatsächlichen Potentiale zu einem bestimmten Zeitpunkt wieder. Registriert wird lediglich die Differenz, nicht die Höhe der Potentiale selbst. Eine hohe Amplitude, eine hohe Zeigerauslenkung wie z.B. $V_{6,5}$ deutet nur einen großen Potentialgradienten an, sagt also lediglich aus, daß die Potentiale der Nachbarschaft stark ansteigen oder abfallen. Die höchsten Ausschläge werden immer dort erreicht, wo die größten Feldgradienten bestehen, d.h. wo der Potentialberg seine größte Neigung aufweist - gleiche Elektrodenabstände vorausgesetzt.

Bei einem linearen Anstieg der Elektrodenpotentiale hängt die registrierte Amplitude wesentlich von der Entfernung der Elektroden ab. So kommt bei großem Abstand eine signifikantere Auslenkung zu Stande, wenn die Elektrodenpotentiale nur langsam ansteigen, der Potentialberg also eine relativ flache Krümmung aufweist. Dasselbe Ergebnis kann auch bei engem Elektrodenabstand und einer stärkeren Neigung erzielt werden. Bei gleichen Entfernungen der Elektroden schlägt sich nur ein nicht linearer Anstieg der Potentiale in einer Größenzunahme der gemessenen Amplitude nieder.

Wie MOWERY und BENETT (1957) gezeigt haben, ist die Amplitude nicht nur eine Variable der Elektrodenentfernung, sondern sie ist auch von der Phasenverschiebung der Aktivität und der Spannung über den beiden Elektroden abhängig. Die Aussagekraft der Amplitude bei bipolarer Ableitung ist demnach stark eingeschränkt. Großflächige Entladungen, die über einer Mehrzahl von Elektroden gleichzeitig auftreten, werden nur mit stark verminderter Amplitude registriert, so daß keine oder nur geringe Aktivität vorgetäuscht werden kann. In Praxi wird aber ein Äquipotentialniveau wegen der geringen, ständigen Ortsveränderungen

eines Fokus und der einstreuenden Tätigkeit der Umgebung selten anzutreffen sein.

Beim absoluten Maximalwert der Potentialverteilung kommt es zu einem Vorzeichenwechsel des Zeigerausschlages. In zwei benachbarten Kanälen ist diese Phasenumkehr sehr gut zu erkennen. Sie ist ein sehr wichtiger diagnostischer Hinweis zur Identifizierung von Potentialmaxima.

2.3.2. Unipolare Ableitung

Bei der monopolaren Ableitung wird das Potential einer aktiven Elektrode mit dem einer gemeinsamen Referenzelektrode verglichen, d.h. diese Elektrode ist allen Kanälen gemeinsam. Die dadurch einstreuenden Potentiale schlagen sich in den Potentialdifferenzen aller Kanäle gleichermaßen nieder.

Jede aktive Elektrode wird mit dem Grid 1 des Verstärkers verbunden, die indifferente Elektrode liegt am Grid 2. Entsprechend dieser Verschaltung ergibt sich:

$$V_n = E_n - E_r$$

Daraus folgt nach COOPER et al. (1974):

- a. "Alle Eingangssignale enthalten eine gemeinsame Komponente E_r , die in allen Kanälen sichtbar wird, sofern sie in derselben Größenanordnung wie die Potentiale der übrigen Elektroden liegt".
- b. "Haben E_r und das Potential jeder der anderen Elektroden eine gemeinsame Komponente, so wird sich diese wegheben".
- c. "Haben zwei oder mehrere der aktiven Elektroden eine gemeinsame Komponente, wird diese in allen Kanälen, an die diese Elektroden angeschlossen sind zu sehen sein".
- d. Im allgemeinen wird E_r kleiner als die übrigen Elektrodenpotentiale E_n sein, so daß der Zeigerausschlag generell nach oben erfolgt. Eine Phasen-

umkehr wird nicht auftreten.

- e. Die aktive Elektrode mit dem höchsten absoluten Potential wird auch die höchste Amplitude aufweisen.

Die unipolare Ableitung wird ebenfalls nach COOPER et al.(1974) am Beispiel einer äquidistanten Elektrodenreihe graphisch dargestellt:

Schreiber-
auslenkung

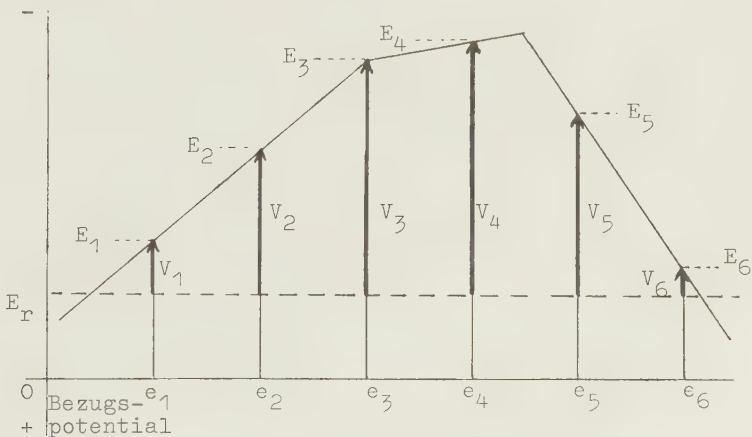


Abb.2 : Potentialverteilung bei unipolarer Ableitung entlang einer äquidistanten Elektrodenreihe. Die Ausschläge der Kanäle erfolgen entsprechend der Pfeilrichtung der Spannungen $V_1 - V_6$.

Die unipolare Ableitung ergibt somit theoretisch ein ziemlich getreues Bild der Größe, Form und Polungsrichtung der auftretenden Potentialschwankungen. Da aber, wie KUGLER (1963) schreibt, die Tätigkeit E_r der Referenzelektrode mit keinem Potential bekannter Größe verglichen werden kann, muß an den günstigsten

Referenzpunkten mit einer Schwankung von 10 - 30 μ V gerechnet werden. Folglich sind auch keine Absolutwerte der Potentiale zu ermitteln.

Problematik der Referenzelektrode

Um die Aussagekraft der unipolaren Ableitung zu erhöhen, handelt es sich darum eine relativ neutrale, inaktive Bezugselektrode zu wählen. Nach GOLDMANN (1950) liegt der Sinn einer solchen Referenz darin, einen Punkt zu finden, dessen Potential sich kaum ändert und von dem fließende Potentiale abgegriffen werden können. Ideal ist somit ein Punkt mit möglichst gleichbleibendem Potential, eine wirklich inaktive Referenz gibt es nicht. Eine etwaige Tätigkeit über der Elektrode selbst, geht mit gleicher Amplitude, Frequenz und Phase in alle Ableitungen ein.

Die Lage der gemeinsamen Bezugselektrode gegenüber dem zu messenden Potentialfeld kann die scheinbare EEG Aktivität ebenfalls beeinflussen. Einmal wirken sämtliche kortikalen Potentiale auf die Referenz ein, so der Temporallappen hauptsächlich in Richtung Ohr, der Frontallappen in Richtung Nasenwurzel. Zum anderen sollte sie von den differenten Schädelelektroden möglichst gleichen Abstand haben, um eine unterschiedliche Streuung der Potentiale auf Grund der Entfernung zu verhindern und um zu keiner Verzerrung zu führen. Als häufigste Referenz werden die Ohrläppchen verwendet, die keinesfalls alle der obigen Vorderungen erfüllen. Zu ihnen streuen vor allem Anomalien aus der Temporalregion ein, sie spiegeln ständig umschriebene Potentialänderungen dieser Gebiete wieder. Auf diese Weise kann sogar eine generalisierte Tätigkeit vorgetäuscht werden. Ähnliches gilt für andere Referenzpunkte, wie Nasenwurzel, Kinn, Vertebra prominens, Vertex und komplexe nicht cephalische Punkte, wie processus mastoideus und Nacken.

2.3.3. Ableitung gegen eine Durchschnittsreferenz

Aus der Diskussion um eine akzeptable gemeinsame Referenz entwickelten GOLDMANN (1950) und OFFNER (1950) die common average reference, eine Weiterentwicklung von Wilsons EKG Technik.

Dabei werden alle Schädelelektroden über gleich große Widerstände (jeweils 1,5 Mega Ohm) mit einer gemeinsamen Bezugselektrode verbunden. Das Potential an diesem Punkt ist nach GOLDMANN (1950) das Durchschnittspotential aller Skalelektroden.

Die einzelnen Elektroden werden mit dem Verstärker analog dem Verschaltungsschema bei der normalen unipolaren Ableitung verbunden. Somit ermittelt sich die zu registrierende Potentialdifferenz wie folgt:

$$V_n = E_n - E_{ar}$$

Das gemeinsame Durchschnittspotential E_{ar} läßt sich nun nach den elektrotechnischen Gesetzen über die Parallel- und Reihenschaltung von Widerständen ermitteln. So gilt nach dem ersten Kirchhoff'schen Gesetz: Für jeden Verzweigungspunkt ist die Summe der zufließenden Ströme gleich der Summe der abfließenden.

Folglich gilt:

$$i_1 + i_2 + \dots + i_n = 0$$

$$\frac{V_1}{R} + \frac{V_2}{R} + \dots + \frac{V_n}{R} = 0$$

$$\frac{E_1 - E_{ar}}{R} + \frac{E_2 - E_{ar}}{R} + \dots + \frac{E_n - E_{ar}}{R} = 0$$

$$E_1 + E_2 + \dots + E_n - n E_{ar} = 0$$

$$E_{ar} = \frac{1}{n}(E_1 + E_2 + \dots + E_n)$$

Sind nun die einzelnen Elektrodenpotentiale voneinander unabhängig und bestehen die Potentialquellen aus einer großen Anzahl wahllos platzierter und orientierter Dipole, so strebt das Durchschnittspotential

gegen Null (OFFNER 1950). Versuche mit der common average reference haben diese Näherung in der Praxis schon bewiesen.

Tritt allerdings an einer der differenten Skalpelektroden ein großes Potential auf, so wird es über die Sammelschiene und die common average reference auch auf alle anderen Ableitungen durchschlagen. Es wird mit einer durch die Gesamtzahl der Elektroden dividierten Amplitude zu sehen sein.

3. ABLEITETECHNIK UND EXPERIMENTELLE VERSUCHS- DURCHFÜHRUNG

3.1. Elektroden

Die Elektroden stellen die Verbindung zwischen dem leitenden Gewebe der Kopfoberfläche und dem Eingangskreis des Verstärkers her. Um exakte Ableitungen zu erhalten, sollen bei der Übertragung der elektrischen Signale nach Möglichkeit keinerlei Verzerrungen auftreten. Deshalb wird von den Elektroden eine möglichst präzise Registrierung der Signale, eine verzerrungs- und artefaktfreie Transmission ohne Informationsverlust (COOPER et al. 1974) und eine Bequemlichkeit der Handhabung (GIBBS & GIBBS 1958) verlangt. Diese Faktoren werden im wesentlichen durch die Art des Materials bestimmt und durch dessen bioelektrische Eigenschaften beeinflusst.

Beim Anlegen einer Elektrode auf der Schädeloberfläche ergibt sich ein Kontakt zwischen dem biologischen Gewebe mit seinen elektrolytischen Eigenschaften und der metallischen Oberfläche der Elektrode. Es kommt zum Ionenaustausch, d.h. an der Oberfläche der Elektrode befindliche positive Metallionen gehen in Lösung und positive Lösungsteilchen bewegen sich in umgekehrter Richtung zur Metalloberfläche, um die entstehende Potentialdifferenz zu neutralisieren. Auf Grund des chemischen Bindungsgefüges wird die Emission der Metallionen überwiegen und es entsteht in der Lösung entlang der Elektrode ein Ladungsüberschuß, der gewissermaßen eine elektrische Doppelschicht aufbaut. Die Ausbildung dieser Schicht ändert das Verhältnis des Ionenaustausches und es stellt sich ein Gleichgewichtszustand ein. Diese Balance wird solange aufrechterhalten, solange das System nicht durch äußere Faktoren beeinflusst wird. Es resultiert eine Potentialdifferenz, deren absoluter

Wert vom verwendeten Metall, sowie von der Temperatur abhängig ist.

Deshalb müssen alle bei einer Ableitung verwendeten Elektroden aus ein und dem selben Material bestehen. Bereits schwache Verunreinigungen und Oberflächenverschmutzungen können eine Änderung des Eigenpotentials zur Folge haben und zwischen den einzelnen Elektroden baut sich in diesem Falle eine Störspannung auf. Auch während der Ableitung unterliegen die Eigenpotentiale meist beträchtlichen Schwankungen, was zu einer Drift der Grundlinie führt und durch Elektrodenaustausch behoben werden kann.

Störende Potentialdifferenzen ($<1V$) führen zwischen zwei Elektroden zum Fließen eines Gleichstromes, der das Gleichgewicht der Elektrolyte stört und die elektrische Doppelschicht beeinflusst. Diese lädt sich analog einem Plattenkondensator auf, polarisiert sich und verursacht Stromspitzen. Nach COOPER et al (1974) kommt es zu einer Beeinträchtigung der Ableitung, wenn der Eingangsstrom des Verstärkers kleiner als 10^{-11} Ampere ist. Solche polarisierbaren Elektroden stellen gegenüber langsam ändernden Potentialen einen großen Widerstand dar, der bis zu fünf Kiloohm betragen kann (KUGLER 1963).

Um die Elektrodenimpedanz (Widerstand zwischen Elektrode und Gewebe) zu senken, werden nur Metalle verwendet über deren Doppelschicht beträchtliche Gleichströme fließen können. Dies wird im wesentlichen durch eine Legierung des Metalls mit einem seiner unlöslichen Salze erzielt, man verwendet z.B. Silber und Silberchlorid. In Verbindung mit der physiologischen Kochsalzlösung des Gewebes ist dieses System permanent reversibel und eine Kondensatorwirkung kann nicht erreicht werden. Die störenden Polarisationsströme werden aber nur solange vermindert, solange die chlorierte Oberfläche intakt ist; bei einer Beschädigung ergeben

sich aus den oben genannten Gründen Fremdpotentiale, KUGLER 1963), die ein Rauschen der Ableitung verursachen.

Seitdem in der Elektroencephalographie mit Wechselspannungsverstärkern gearbeitet wird, kann ein hauptsächlich auf Gleichstrom basierender Polarisations-effekt vermindert und die Elektrodenimpedanz gering gehalten werden. Laut GIBBS & GIBBS (1958) sind deshalb unpolarisierbare Elektroden nicht mehr notwendig.

In unserem Versuchsprogramm werden Bällchenelektroden verwendet. Sie bestehen aus einem chlorierten, trichterförmig erweiterten Silberstab, der an einem Ende in ein mit Gaze oder ähnlichem Füllmaterial ausgestopftes Kunststoffkugélchen gebettet ist. Dieses wird an einem Plastikhalter befestigt und das Ganze mittels einer Gummihäube vom Typ Ediswan an den gewünschten Punkten der Schädeloberfläche fixiert.

Der Nachteil dieser Methode liegt darin, daß die Elektroden nicht starr justiert sind, sich also bei den geringsten Kopfbewegungen verschieben können. Der Gummizug der Kappe wird ebenfalls von manchen Patienten als unangenehm und störend empfunden, vor allem wenn sie über einen längeren Zeitraum getragen werden muß. Doch scheint uns diese Art der Elektrodenfixierung für Routineableitungen von der inaktiven Kopfhaut geeignet und am ehesten problemlos.

Um die Ableiteigenschaften der Elektroden konstant zu halten, wurden sie ständig in einer mit 2 - 5% NaCl Lösung angefüllten Schale aufbewahrt und somit ständig in geringem Maße nachchloriert, wie COOPER et al. (1974) und KUGLER (1963) empfehlen.

3.2. Elektrodenlokalisation

Bereits JUNG (1939) forderte eine einfache, standardisierte Anlage der Elektroden am Skalp, wenn die Elektroencephalographie im klinischen Labor angewendet werden soll. Aus Vergleichsgründen ist es vorteilhaft mit einem einheitlichen internationalen Positionsschema zu arbeiten, um ein übersichtliches Bild der Potentialverteilung zu erhalten.

10 - 20 System

Dieser systematische Verteilungsmodus wurde von JASPER (1958) auf Empfehlung der International Federation for Electroencephalography and clinical Neurophysiology ausgearbeitet; er setzt sich immer stärker in den einzelnen Labors durch.

Das System wurde nach folgenden Gesichtspunkten konstruiert:

- a. Die Position der Elektroden wird nach Ausmessen des Schädels, ausgehend von anatomischen Gegebenheiten exakt fixiert.

Als Standardpunkte wurden dafür das Naseon, das Inion und der linke und rechte präauriculare Punkt (Ansatzpunkt des Jochbeins vor dem Tragus) verwendet.

- b. Die Elektroden sollen möglichst gleich weit voneinander entfernt sein.

Auf der anterior - posterioren und der transversalen Verbindungslinie der Standardpunkte werden in 10% bzw. 20% Abständen von der Gesamtdistanz die einzelnen Standpunkte der Elektroden markiert. Auf diese Weise erhält man beim Erwachsenen einen Abstand von 5-6 cm und bei Kindern von 3-4 cm. In beiden Richtungen sind die Elektrodenabstände annähernd gleich groß, eine Ausnahme bilden lediglich die beiden auricularen

und midtemporalen Elektroden. Insgesamt ergeben sich 21 Standardpositionen, inclusive der beiden auricularen und der coronalen Elektroden. Zur genaueren Lokalisation von Potentialfeldern können noch weitere Elektroden angebracht werden.

- c. Die Elektroden sollen auf alle Teile der Schädeloberfläche gleichmäßig verteilt werden. Die einzelnen Elektrodenpositionen werden mit Zahlen versehen, rechts gerade, links ungerade; die Schädelregionen werden mit Buchstaben bezeichnet, wobei F_P = frontal pole, F = frontal, C = central, P = parietal und O = occipital bedeuten.

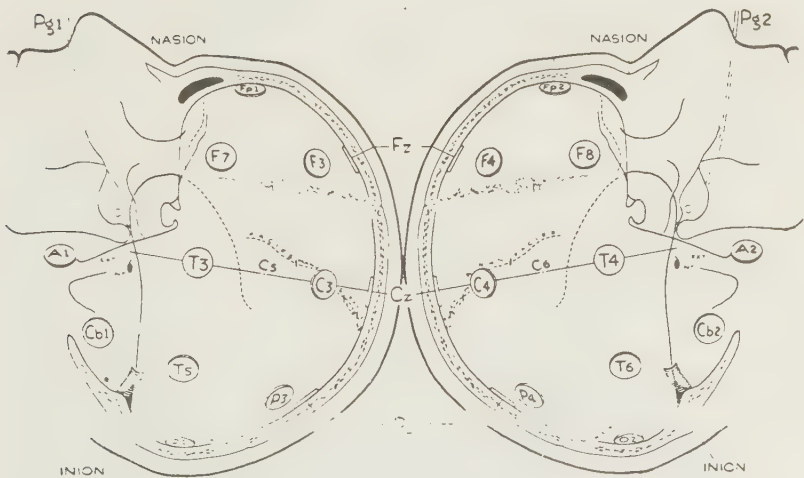


Abb. 3 : Originalschema der Beziehungen zwischen Cortex und Elektroden nach JASPER (1958): Karte der rechten und linken Hemisphäre mit der Lokalisation der Elektroden, die vom Skalp auf die cortikale Oberfläche projiziert wurden.

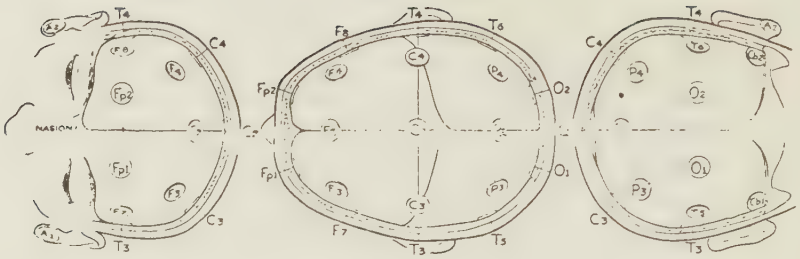


Abb.4 : Originalschema der Beziehungen zwischen Cortex und Elektroden nach JASPER (1958)

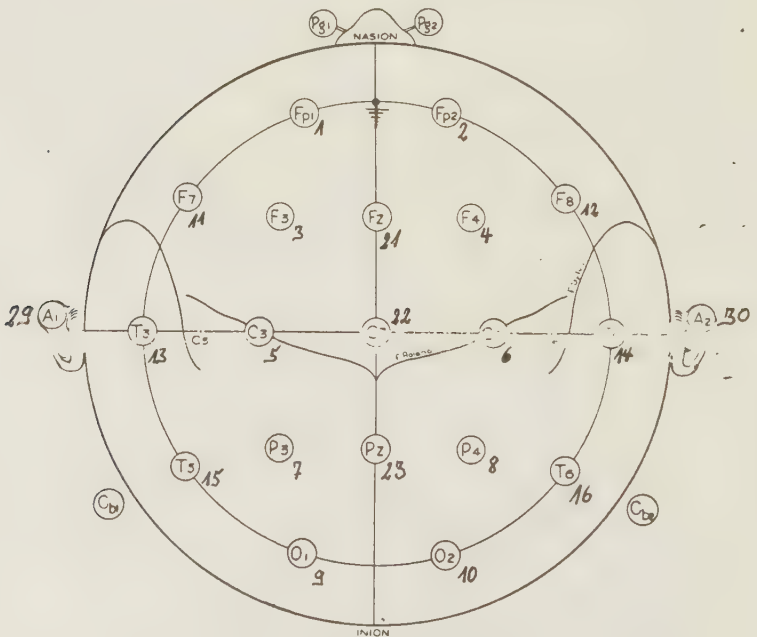


Abb.5 : Elektrodenlokalisierung des 10-20 Systems nach JASPER (1958);

Neben der eingekreisten Nomenklatur wurde die Bezeichnung der Elektrodenpositionen angegeben, wie sie in unserer Versuchsreihe verwendet wurde;

Das 10 - 20 System ist so angelegt, daß gleiche Elektrodenabstände entlang jeder anterior - posterioren und transversalen Reihe bestehen. Deshalb kann bei bipolarer Ableitung der Amplitudenwert kaum durch unterschiedliche Elektrodenabstände verfälscht werden. Diese Methode ist exakt und gewährleistet eine umfassende Überdeckung der beiden Hemisphären. COOPER et al. (1974) empfehlen es für Routineableitungen. Im allgemeinen erfolgen die Ableitungen von Lokalisationen, von denen während des Wachseins und Schlafens, sowie unter pathologischen Umständen spezifische Aktivitätsmuster abgeleitet werden können.

GIBBS (1971) kritisiert die Verwendung unnötig vieler Elektroden an Stellen, wo sie gar nicht gebraucht werden, insbesondere in den präzentralen und postzentralen Regionen. Andererseits sind gerade dort keine vorgesehen, wo sie seiner Meinung nach wichtig sind (in den vorderen Temporalgebieten). Deshalb befürwortet der Autor ein anderes Schema der Elektrodenanordnung.

System nach Gibbs

GIBBS & GIBBS (1958) versuchen mit acht Elektroden auszukommen, die symmetrisch über homologe Gebiete des Schädels verteilt werden. In besonderen Fällen fügen sie weitere Elektroden ein, besonders in den anterioren temporalen und den tiefen occipitalen Regionen. Diese Elektrodenpositionen können jedoch auf Grund der Variabilität der menschlichen Schädeln nicht präzise in Entfernungsangaben ausgedrückt werden, mathematische Berechnung oder gar elastische Schablonen halten die Autoren für pure Zeitverschwendung. Allerdings warnen sie davor, die einzelnen Elektroden nicht symmetrisch anzubringen, da das zu Asymmetrien in der EEG Aufzeichnung führt.

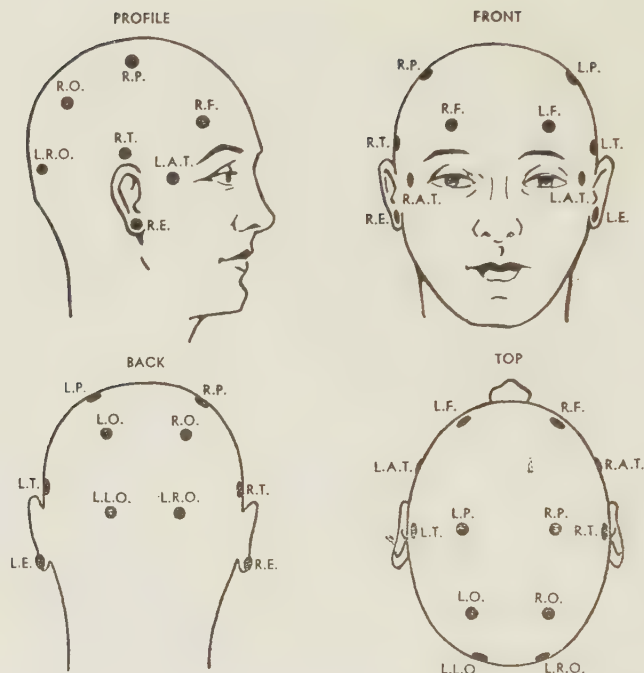


Abb. 6: Elektrodenlokalisationen nach GIBBS & GIBBS (1958)

Andere Verteilungsmodi von Elektroden werden nach COOPER et al. (1974) noch außerdem von Jung, Hess, Pampiglione und von Remond et al. befürwortet.

In unserem Versuchsprogramm platzierten wir die Elektroden entsprechend dem 10 - 20 System nach JASPER (1958). Die Positionen der linken Hemisphäre wurden mit ungeraden (parasagittal 1-9, temporal 11-15), die der rechten mit geraden Zahlen (parasagittal 2-10, temporal 12- 16) bezeichnet. Zwischen den beiden frontopolaren Elektroden (1 und 2) wurde eine Erdungselektrode angebracht, um die Ableiteigenschaften zu verbessern.

3.3. Ableitungsprogramme

Die Verbindung zweier Elektroden liefert eine EEG Spur, die von einem Aufzeichnungskanal mittels eines Schreibers registriert wird. In der Regel stehen heute Geräte mit 16 Kanälen zur Verfügung. Trotzdem ist die Anzahl der Kanäle immer noch kleiner als die Summe der auf der Kopfhaut platzierten Elektroden, wodurch eine gleichzeitige Ableitung von allen unmöglich ist. Deshalb werden entsprechend der verfügbaren Anzahl der Kanäle mehrere Ableitungen zu einem Programm kombiniert und gemeinsam aufgezeichnet. Um aber alle gelieferten Informationen auszuschöpfen sind mehrere Montagen nötig. Die Wahl eines bestimmten Programmes stellt einen wichtigen Faktor in Bezug auf die Erkennbarkeit oder Nichterkennbarkeit von spezifischen Merkmalen im EEG dar; die einzelnen Montagen bilden eine Art Filter, um gewünschte Muster herauszuheben und andere zu unterdrücken.

Ausgehend von den 21 Elektroden des 10 - 20 Systems können $\frac{21 \times 20}{2} = 210$ verschiedene Programme von Potentialdifferenzen zweier Elektroden aufgestellt werden. Berücksichtigt man gar die Reihenfolge der Ableitungen, in welchen Spuren eines 16-Kanalschreibers sie angeordnet sind, dann ergeben sich $(210 \times 16)! = 10^{36}$ verschiedene Möglichkeiten. Um einer solch verwirrenden Vielfalt vorzubeugen und einige aussagekräftige Programme zusammenzustellen, wurden von einigen Autoren diverse Kriterien erläutert, wie Informationsgehalt, Organisationsregeln und Bequemlichkeit im Gebrauch (SHARBROUGH 1977).

Außer einem angemessenen Potentialschema, das einen Vergleich der Ableitungen, sowohl in Elektrodenabstand wie in Elektrodenposition gewährleistet, fordern KLASS (1977), HARNER (1977), HENRY (1977) eine logische Ordnung der Kanäle in Bezug auf die cerebrale und craniale Anatomie, eine exakte Aufzeichnung der Potentialfelder und eine angemessene Wiedergabe der Kurven, sowie ein leichtes Verständnis der Anordnung der einzelnen EEG Spuren. Bei der Organisation der Kanäle gilt es die zweidimensionale Schädeloberfläche in die eindimensionale Ordnung der Auf-

zeichnung, oben und unten auf dem Papier, sinnvoll umzusetzen. Dabei wird eine konsequente longitudinale und transversale, und eine transversal symmetrische Ordnung verlangt. Die Internationale Federation gibt zur Anordnung der einzelnen Ableitungen folgende Richtlinien aus (COPER et al. 1974, SIMON 1977):

- a. die Reihenfolge der Kanäle soll bei der Verschaltung der Reihenfolge der anterior - posterioren oder der transversalen Elektrodenreihen entsprechen;
- b. die Anordnung soll von anterior nach posterior und von rechts nach links erfolgen;
- c. bei bipolaren Ableitungen soll Grid 1 anterior und rechts von Grid 2 liegen.

HARNER (1977) empfiehlt ferner, die einzelnen Hirnregionen sowohl bei bipolaren wie auch bei unipolaren Programmen in benachbarten Kanälen niederzuschreiben, etwa in Blocks von jeweils vier Kanälen bei Verwendung von 16 Spurgeräten. Zum anderen unterscheiden sich viele Programme nur in der Anordnung der Kanäle auf dem Papier, nicht aber inhaltsmäßig. In diesem Fall sollte die für den Auswerter günstigste Reihenfolge herangezogen werden.

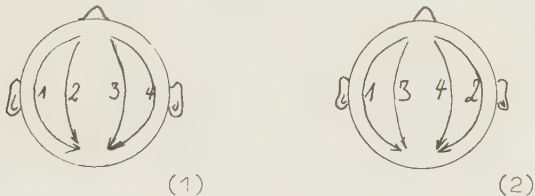
Standardprogramme

Durch eine steigende Annahme des 10 -20 Systems und der generellen Verfügbarkeit von einigen wenigen Musterschaltungen, die in die modernen EEG Geräte bereits programmiert sind, tritt langsam eine gewisse Standardisierung der Ableitprogramme ein. HARNER (1977) befürwortet zusammen mit der AES und der ASET die folgenden Montagen, wobei er mit einem unipolaren Programm einen Überblick über die normale und abnormale Potentialverteilung erhalten will, um dann mit bipolaren Ableitungen in anterior-posteriorer Richtung und in transversaler Richtung lokale Feldgradienten zu entlarven, die auf pathologische Aktivitäten

hinweisen.

a.	parasagittales unipolares Programm	(8 Kanäle)
	temporales " "	(8 ")
	Kombination von beiden	(16 ")
b.	temporales bipolares Programm	(8 ")
	parasagittales " "	(8 ")
	Kombination von beiden	(16 ")
c.	anterior transversales bipol. Progr.	(8 ")
	posterior " " "	(8 ")
	Kombination von beiden	(16 ")

Um zwei 8-Kanalprogramme nicht wahllos zu einem 16-Kanalprogramm zusammenzumixen und auf diese Weise zu einer Art Kollage, aber nicht zu dem gewünschten elektroanatomischen Überblick zu gelangen, empfiehlt KNOTT (1977) die



Verschaltung (1) bei einem longitudinalen bipolaren Programm und lehnt die Anordnung (2) der Reihen als Kollage ab. Generell sieht er 8 Kanäle als nicht mehr zeitgemäß, als "not state of the art" an.

Beschreibung der verwendeten Ableitungen

Wir führten unsere Untersuchungen an Hand einiger, am Klinikum Großhadern üblicher Routineprogramme durch. Es wurden folgende Montagen verwendet:

- a. Anteriore-Posteriore bipolare Ableitung (//)

In dieser Montage werden die einzelnen Elektroden reihenförmig angeordnet und bipolar ver-

schaltet, wobei die Kanäle 1-4 die rechte temporale, 5-8 die rechte parasagittale, 9-12 die linke parasagittale und 13-16 die linke temporale Region wiedergeben. Dieses Programm ist eines der gebräuchlichsten und spiegelt das von KNOTT (1977) geforderte elektroanatomische Bild des Cortex wieder. In der Reihenfolge der Verschaltung wird die international übliche "Rechts vor Links" Regel verwendet.

b. Transversale bipolare Ableitung (Ξ)

Diese Montage genügt ebenfalls dem elektroanatomischen Bild. Es resultieren ordentliche transversale Scheiben von frontal bis occipital, von rechts nach links. Dabei geben die Kanäle 1-4 die frontale, 5-8 die temporo-coronale, 9-12 die temporo-parietale und 13-16 die occipitale Region wieder.

c. Trianguläre bipolare Ableitung (Δ)

Eine auf langen Elektrodenabständen aufgebaute trianguläre Montage liefert ein coronales Bild, so daß die Entladungen der anterioren, mittleren und posterioren temporalen Regionen ohne die störenden Effekte innerhalb der Temporalregion aufgezeichnet werden können. Als Bezugspunkt aller Triangel dient die zentrale Vertexelektrode. (KUGLER 1963, HENRY 1977)

d. Unipolare Ableitung (3)

Diese monopolare Montage ist eine Kombination einer Referenzableitung der parasagittalen Elektroden zu den auriculären Referenzpunkten und der temporalen Elektroden zu der zentralen Vertexelektrode C_z (in unserer Nomenklatur 22). Die Wahl dieser Elektrode zur Referenz soll die störenden temporalen Potentialfelder in der Umgebung des Ohres herausfiltern (KUGLER 1963,

HENRY 1977).

Die linken parasagittalen Elektroden sind an die Kanäle 9-13, die rechten parasagittalen an 4-8 angeschlossen; die rechten temporalen liegen an den Kanälen 1-3, die linken temporalen an 14-16.

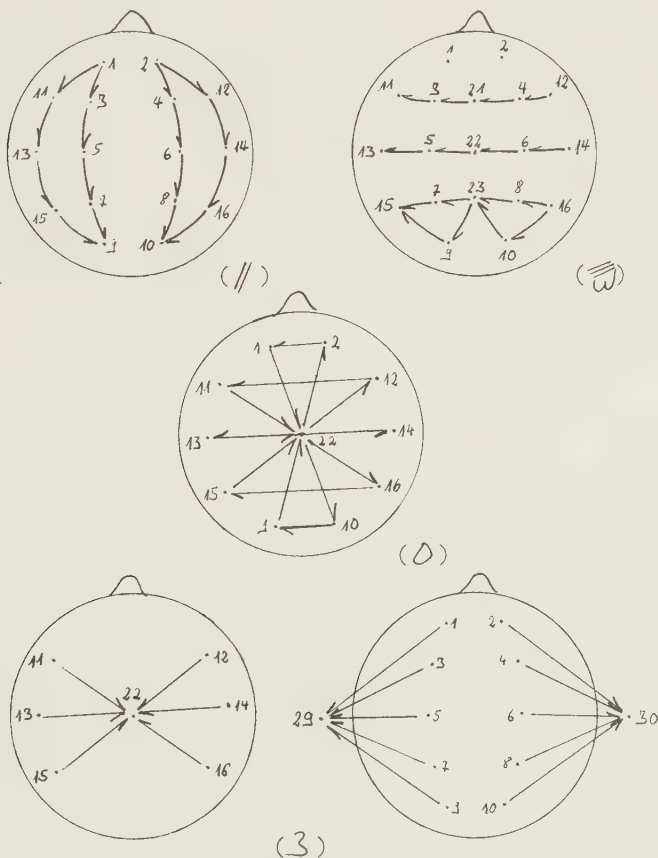


Abb.7: Graphische Darstellung der verwendeten Ableitungen, longitudinale (//), transversale (≡), trianguläre (△) und unipolare (3) Montage;

Für diese Programme ergeben sich folgende Anordnungen der EEG Spuren:

#	≡	Δ	3
2 - 12	12 - 4	22 - 2	12 - 22
12 - 14	4 - 21	2 - 1	14 - 22
14 - 16	21 - 3	1 - 22	16 - 22
16 - 10	3 - 11	22 - 12	2 - 30
2 - 4	14 - 6	12 - 11	4 - 30
4 - 6	6 - 22	11 - 22	6 - 30
6 - 8	22 - 5	22 - 14	8 - 30
8 - 10	5 - 13	14 - 13	10 - 30
1 - 3	16 - 8	13 - 22	1 - 29
3 - 5	8 - 23	22 - 16	3 - 29
5 - 7	23 - 7	16 - 15	5 - 29
7 - 9	7 - 15	15 - 22	7 - 29
1 - 11	16 - 10	22 - 10	9 - 29
11 - 13	10 - 23	10 - 9	11 - 22
13 - 15	23 - 9	9 - 22	13 - 22
15 - 9	9 - 15	6 - 5	15 - 22

3.4. Provokationsmethoden des EEG

Unter Aktivierung wird jede Methode verstanden, die normale oder abnormale EEG Aktivität, insbesondere paroxysmale Muster hervorruft oder verstärkt. Die auf diese Weise gewonnenen, klinisch signifikanten Änderungen im EEG sind zur Erkennung bestimmter Krankheitsformen von ausschlaggebender Bedeutung. So ist laut COOPER et al. (1974) bei einem Drittel der Patienten mit sicherer Epilepsie das Ruhe EEG ohne pathologischen Befund. Verschiedene physikalische Maßnahmen und chemische Mittel können verborgene oder unbedeutende Anomalien besser zur Geltung bringen. Neben Schlaf, sei er natürlich oder medikamentös eingeleitet, sind die wichtigsten Provokationsmethoden Hyperventilation und Photostimulation. Unter bestimmten Umständen werden auch Medikamente, wie Chlorpromazin, Cardiazol etc. gezielt angewendet. Diese Maßnahmen erfolgen gewöhnlich erst nach den routinemäßigen Ableitungen.

Hyperventilation

Bei dieser Methode wird der Patient aufgefordert, ca 2 bis 4 Minuten tief und regelmäßig zu atmen. Durch vermehrtes Ausatmen kommt es zum Abfall des arteriellen CO_2 Spiegels (Partialdruck) und der pH Wert des Blutes wird ins alkalische verschoben. Diese Hypokapnie und die damit verbundene Alkalose erniedrigen die Erregbarkeitsschwelle der zentralen Neuronenverbände; die Erregbarkeit der corticalen Zellen wird somit erhöht (GIBBS & GIBBS 1958). Außerdem führt das Absinken des Blut CO_2 zu einer Engerstellung der Hirngefäße, zu einer geringen Anoxie, die aber auch vom Alter und vom Blutzuckerspiegel abhängig ist. Im EEG resultiert bilateral eine synchrone, langsame Aktivität (COOPER et al. 1974, KUGLER 1963, GIBBS & GIBBS 1958). Bei Kranken mit Epilepsie sind die Veränderungen nach Hyperventilation deutlich häufiger und auch stärker ausgeprägt, vor allem die epileptiformen Krampfpotentiale.

Photostimulation

Mittels eines Stroboskopes, das etwa 15 - 30 cm vor dem Gesicht des Patienten aufgebaut wird, werden Lichtblitze einer Frequenz von 1 - 50 Hz ausgestrahlt. Die Frequenz der Impulse kann gewechselt werden, sollte aber jeweils auf dem EEG mitgeschrieben werden. Die Blitze lösen eine Reizantwort der corticalen Zellen der Occipitalregion aus. Es resultiert eine Amplitudenzunahme der α -Wellen, deren Frequenz scheint sich in bestimmten Bereichen durch die Überlagerung mit Reizantworten der Blitzfrequenz anzugleichen. Allerdings deuten nur charakteristische komplexe Elemente, die zu den frontalen und vorderen temporalen Regionen streuen auf abnorme Anfallsmuster hin (KUGLER 1963, COOPER et al. 1974). Laut KUGLER (1963) werden nur bei 10% der Epileptiker Anfallsmuster registriert, während bei kritischen Frequenzen auch bei Gesunden EEG Veränderungen auftreten.

Schlaf

Nach GIBBS & GIBBS (1958,1971) sollte jedes EEG eine Schlafphase enthalten,da es wichtige Rückschlüsse auf pathologische Vorgänge zuläßt.So werden bei Anfalls-krankheiten doppelt so viele Krampfpotentiale gefunden, mit Ausnahme des Petit Mal,wie im normalen Wach EEG. Die physiologischen Besonderheiten des normale Schlaf EEGs sind dabei allerdings zu berücksichtigen.SIMON (1977) unterscheidet folgende Schlafstadien:

Stadium 1 ist die Phase der Schläfrigkeit und stellt den Übergang vom Wachen zum Schlafen dar.Es dauert einige Minuten und ist vom abwechselnden Anwachsen und Abnehmen der Hintergrundtätigkeit und von oszillierenden Augenbewegungen begleitet.Der α -Rythmus ist einem starken Wechsel unterworfen,es zeigen sich kurze Strecken guter α -Tätigkeit,die von langen Phasen mit geringer Spannungsproduktion in Form von kleinen,unregelmäßigen α -Wellen abgelöst werden.Mit steigender Müdigkeit nimmt die α -Tätigkeit nach Amplitude und Frequenz ab und wird durch ein niedergespanntes EEG mit raschen Frequenzen um 2 - 7 Hz ersetzt. Im Stadium 2 treten mit fortschreitender Schlaftiefe vermehrt langsame Potentialschwankungen mit hohen Amplituden auf;periodische 14/s Schlafspindeln sowie K-Komplexe sind für den leichten Schlaf charakteristisch.Der Anteil von Wellen im Deltafrequenzband liegt unter 20%. Das Stadium 3 ist durch 20 - 50% δ Wellen mit einer Frequenz von 0,5 - 2 Hz und einer höheren Amplitude als 75 μ V gekennzeichnet.Im Stadium 4 treten kaum noch Schlafspindeln auf,der Anteil der δ Wellen ist größer als 50%.Diese Stadien werden auch als NonREM Schlaf bezeichnet."Das REM Stadium ist durch ein niedergespanntes Kurvenbild unterschiedlicher Frequenzen in Verbindung mit Episoden schneller Bulbusbewegungen und niederamplitudigem Elektromyogramm gekennzeichnet" (SIMON 1977).

In unseren EEG Ableitungen wurde die Aktivität bei jedem Probanden solange aufgezeichnet, bis zumindest die ersten Schlafspindeln auftraten, das zweite Schlafstadium erreicht war. In diesem Übergangszustand zwischen Schlafen und Wachen ist eine deutliche Aktivierung der pathologischen Aktivität zu erwarten, speziell bei Epilepsie. Bei generalisierten Epilepsien wird die paroxysmale Tätigkeit im NREM Schlaf provoziert, im REM Schlaf gar reduziert oder unterdrückt (COOPER et al. 1974, SIMON 1977). Vor allem weisen das Fehlen von schlaf-typischen Veränderungen, wie Vertexwellen, Schlafspindeln, und K-Komplexen oder Asymmetrie der Wellen auf einen Fokus hin. GIBBS & GIBBS glauben, daß Schlaf in 80-90% der Fälle erfolgreich ist. Andere Autoren billigen diese Methode nur bei Temporallappenepilepsien, sehen aber bei fokalen oder bei Petit Mal Anfällen, sowie bei Tumoren keinen Nutzen (KUGLER 1963).

Valium

Valium, Freiname Diazepam ist ein kleiner Tranquilizer, der sich durch entspannende, vegetativ stabilisierende beruhigende, muskelrelaxierende und schlaffördernde Wirkung auszeichnet. Es setzt das durch emotionellen Stress erhöhte Aktivitätsniveau jener Hirnbezirke herab, in denen emotionelle Reize verarbeitet werden, wie limbisches System und Hypothalamus. Diese zentralen Steuerungsbereiche beeinflussen praktisch sämtliche Organsysteme. Auf neurologischen Sektor sind die Hauptindikationsgebiete der Tranquilizer Dämmerattacken und Temporallappenanfälle, auch generalisierte Epilepsien.

Viele Drogen und Pharmaka, die zu Schlaf oder schlafähnlichen Zuständen führen, bewirken eine generalisierte Zunahme der raschen Aktivität, deren Asymmetrie von klinischer Bedeutung sein kann (COOPER et al. 1974). Das gilt besonders für Barbiturate, Mebromate, Chlordiazepin und Diazepam. Lediglich eine leicht vermehrte rasche

Aktivität ist in der Regel ein Medikationseffekt, äußerst rasche Aktivität kann durch kein bekanntes Medikament hervorgerufen werden (GIBBS & GIBBS 1958). In unserer Versuchsreihe erfolgte die Provokation durch eine einmalige orale Gabe von 10 mg Valium, es wurde dessen vegetativ dämpfende, anxiolytische und sedativ schlafbahnende Wirkung ausgenutzt.

HOLDER et al. (1975) haben an elf Probanden die quantitativen Effekte der gleichen Valiumdosierung analysiert. Sie ermittelten eine Reduktion des Umfangs der α - Aktivität und eine Amplitudenzunahme der β - Aktivität. Bei i.v. Applikation derselben Dosis fanden BOOKER et al. (1974) eine Unterdrückung der generalisierten eleptiformen Entladungen, auf fokale Tätigkeiten zeigte sich nur ein geringer Effekt. Laut PROHAZKA (1974) wird die Verbreitung fokaler Entladungen in andere Gebiete verhindert. So hat vor allem die lokale Unterdrückung der niedergespannten schnellen Aktivität diagnostische Bedeutung.

3.5. Auswahl der Versuchspersonen

Wir führten unsere Untersuchungen an 20 klinisch gesunden Versuchspersonen durch. Erkrankungen waren zum Zeitpunkt des Versuches bei keinem der Probanden manifest, sie befanden sich nicht in ärztlicher Behandlung und ein neurologischer Defekt lag nach ihren Angaben nicht vor; der Allgemeinzustand war bei allen Personen einwandfrei. Getestet wurden 17 Männer und 3 Frauen der gleichen Altersgruppe, zwischen 22 und 30 Jahren. Altersspezifische Besonderheiten und Abweichungen gehen somit in alle Ableitungen in etwa gleich ein und müssen nicht besonders berücksichtigt werden (GIBBS & GIBBS 1958, 1971).

Die Probanden waren angehalten, die Tage vor dem Versuch länger aufzubleiben, um auf diese Weise die Sedierung

durch Valium zu unterstützen und leichter einzuschlafen.

3.6. Experimentelle Versuchsdurchführung

Die Versuchspersonen wurden im Untersuchungsraum mit 10 mg Valium per os prämediziert, die Ableitung erfolgte ca 20 bis 30 Minuten nach der Sedierung. Geistige und körperliche Entspannung waren die Voraussetzung zum Beginn. Zur Versuchsdurchführung setzten wir die Probanden auf einen gepolsterten, schwenkbaren Stuhl, ähnlich einem zahnärztlichen Behandlungsstuhl, der nach dem Anlegen der Elektroden nahezu in die Horizontale geschwenkt wurde, um den Personen das Einschlafen zu erleichtern. Der Zugang zu den occipitalen Elektroden wurde durch eine Nackenrolle freigehalten.

Generell verwendeten wir in diesem Versuchsprogramm Bällchenelektroden, die beim Aufsetzen mit physiologischer Kochsalzlösung durchtränkt waren. Sie wurden durch eine Gummihäube gemäß dem 10 - 20 System angebracht. Unter jeder Elektrodenposition wurde das Haar sorgfältig zur Seite geschoben und ein intensiver Hautkontakt der Elektrode hergestellt. In besonderen Fällen reinigten wir die entsprechenden Stellen mit einem in Alkohol getränkten Wattebausch, um eine Erhöhung des Hautwiderstandes durch Fett und Schweiß zu vermeiden. Eine generelle Entfettung, wie sie u.a. COOPER et al. (1974), KUGLER (1963) fordern, nahmen wir nicht vor; wir verwendeten auch keine Elektrodenpaste.

Der Untersuchungsraum wurde regelmäßig abgedunkelt, der Zeitpunkt der Versuche in den Abendstunden begünstigte das zusätzlich. Ansonsten waren die räumlichen Voraussetzungen entsprechend den Anforderungen der International Federation for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology erfüllt.

Uns stand ein handelsüblicher 16-Kanalschreiber zur Verfügung. Vor Beginn der Ableitung erfolgte ein Gerätetest, die Eichung wurde auf $50 \mu\text{V}/7\text{mm}$ festgelegt. Abwech-

selnd variierten wir die Papiergeschwindigkeit zwischen 15 und 30mm/sec..

Wir zeichneten die einzelnen bipolaren und unipolaren Ableitungen hintereinander auf; pro Versuchsperson schrieben wir die Versuchsreihe etwa dreimal, um das EEG in allen Einschlafphasen vergleichen zu können. Auftretende Artefakte wurden sofort korrigiert, wenn sie durch mangelnden Elektrodenkontakt, Einstrahlen von Pulswellen oder Verrutschen von Elektroden verursacht wurden; Bewegungsartefakte vermerkten wir auf dem EEG. Die Dauer der Ableitung betrug ca 30 bis 40 Minuten, etwa äquivalent der Zeit eines Routine EEGs, wurde aber bei verkraupften Patienten verlängert, wenn beispielsweise keine Schlafspindeln registriert wurden. Solange der Proband noch ansprechbar war, erfolgte eine Blockierung des α -Rythmus durch den Befehl, die Augen zu öffnen und wieder zu schließen. Erreichten die Versuchspersonen das zweite Schlafstadium, brachen wir die Aufzeichnung ab. In einigen Fällen konnte auf Grund der Aufregung und Nervosität der Versuchspersonen trotz genügend langer Dauer ein Einschlafen nicht erreicht werden.

4. ERGEBNISSE UND DISKUSSION DER RESULTATE ANDERER AUTOREN

4.1. Ergebnisse

EEG Kurven als Ausdruck von sich in Raum und Zeit verändernden elektrischen Potentialfelder an der Schädeloberfläche aufgefaßt werden. Sie sind Graphen von wechselnder Potentialdifferenz in Bezug auf die Zeit. Wie jede andere Funktion auch, unterliegt die erhaltene Wellenform definierten physikalischen Gesetzen. Überlagerung sinusförmiger Schwingungen

Nach COOPER et al. (1974) können die rythmischen Eigenschaften des EEG mit Ausnahme paroxysmaler Wellenmuster durch Sinuswellen bzw. Kombinationen von Sinuswellen simuliert werden. Bei der Registrierung des EEG wird durch eine Elektrode ein bestimmter Schwingungszustand der Welle abgegriffen, die sich zu diesem Zeitpunkt gerade unter dieser Elektrode befindet. Durch Verschaltung zweier Elektroden, sowohl bei uni- als auch bei bipolarer Ableitung, werden die jeweiligen Schwingungen auf technischem Wege überlagert und die Differenzauslenkung (Differenzamplitude) ermittelt. Durch die Aufzeichnung der Amplituden und Frequenzen als Funktion der Zeit ergeben sich dann die wellenförmigen Graphen.

Mathematisch gilt für sinusförmige Wellen, die sich mit endlicher Geschwindigkeit ausbreiten:

$$y = A \sin \omega \left(t - \frac{x}{c} \right) = A \sin 2\omega \left(\frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right)$$

Der Einfachheit halber kann für die weitere Berechnung ohne Beschränkung der Allgemeinheit, die Gleichung für Schwingungen verwendet werden.

$$y = A \sin(\omega t + \varphi_0)$$

Aus dieser Annahme folgt:

- a. Überlagerung zweier harmonischer Schwingungen gleicher Frequenz ergibt wieder eine harmonische Schwingung;
- b. Überlagerung zweier harmonischer Schwingungen ungleicher Frequenz ergibt eine nicht harmonische Schwingung. Jede nicht harmonische Schwingung kann mittels Fourieranalyse in harmonische Schwingungen aufgelöst werden.

Da bei einer EEG Ableitung zwei wellenförmige Graphen voneinander substrahiert werden, ergeben sich aus diesen Punkten folgende Möglichkeiten:

- a. Überlagerung zweier harmonischer Schwingungen gleicher Frequenz (Interferenz)

aa) Die Tätigkeit unter beiden aktiven Elektroden entspricht Schwingungen mit identischem Frequenzspektrum, es sei $f_1 = f_2$. Damit ergeben sich für die Schwingungen

$$y_1 = A_1 \sin(\omega t + \varphi_1) \quad \text{und} \quad y_2 = A_2 \sin(\omega t + \varphi_2)$$

folgende Möglichkeiten (Sonderfälle):

- $A_1 = A_2$ und $\Delta \varphi = 0$, d. h. $\varphi_1 = \varphi_2$;

daraus folgt:

$$y_1 = A_1 \sin(\omega t + \varphi_1) \quad \text{und} \quad y_2 = A_1 \sin(\omega t + \varphi_1)$$

$$y_1 - y_2 = (A_1 - A_1) \sin(\omega t + \varphi_1) = 0;$$

Es ergibt sich Auslöschung, graphisch resultiert eine Nulllinie.

- $A_1 \neq A_2$ und $\Delta \varphi = 0$;

daraus folgt:

$$y_1 = A_1 \sin(\omega t + \varphi_1) \quad \text{und} \quad y_2 = A_2 \sin(\omega t + \varphi_1)$$

$$y_1 - y_2 = (A_1 - A_2) \sin(\omega t + \varphi_1);$$

Es kommt zu einer Subtraktion der Amplituden,

- $A_1 = A_2$ und $\Delta \varphi = \pi$

daraus folgt:

$$y_1 = A_1 \sin(\omega t + \varphi) \quad \text{und} \quad y_2 = A_1 \sin(\omega t)$$

$$\begin{aligned}y_1 - y_2 &= A_1(\sin(\omega t + \varphi) - \sin \omega t) \\&= -2A_1(-\sin \omega t) \\&= 2A_1 \sin \omega t\end{aligned}$$

in diesem Fall kommt es zu einer Verdop-
pelung der Amplituden.

- $A_1 \neq A_2$ und $\Delta \varphi = \varphi$;
daraus folgt:

$$\begin{aligned}y_1 &= A_1 \sin \omega t \text{ und } y_2 = A_2 \sin(\omega t + \varphi) \\y_1 - y_2 &= A_1 \sin \omega t - A_2 \sin(\omega t + \varphi) \\&= A_1 \sin \omega t - A_2(-\sin \omega t) \\&= (A_1 + A_2) \sin \omega t;\end{aligned}$$

Es kommt zu einer Addition der Amplituden.
Auch für mehr als zwei Schwingungen läßt
sich auf diese Weise bei gleicher Frequenz
und Schwingungsrichtung die Überlagerungs-
schwingung ermitteln. Bei gleichem Frequenz-
spektrum ergeben sich somit wieder harmoni-
sche Schwingungen, die sich nur in der Dif-
ferenzamplitude unterscheiden.

- bb) Die Tätigkeit über beiden aktiven Elektroden
entspricht Schwingungen mit gleichem Frequenz-
spektrum, das Amplitudenspektrum ist aber für
verschiedene Frequenzen verschieden.
Insgesamt kann eine solche Schwingung nicht
mehr als harmonisch angesehen werden, ledig-
lich in den einzelnen Untergruppen. Der Wahr-
scheinlichkeit nach werden jedoch meistens
Schwingungen voneinander substrahiert, die
sowohl in Amplitude wie Frequenz voneinander
verschieden sind. Es wird sich eine nicht har-
monische Schwingung ergeben, die sich mit
einer bestimmten Differenzfrequenz wiederholt.

- b. Überlagerung zweier harmonischer Schwingungen mit
unterschiedlichem Frequenzspektrum.

In der Regel bildet sich eine sehr komplexe, nicht
harmonische Schwingung. Folgender Sonderfall ist

interessant: Bei gleicher Schwingungsrichtung, gleicher Amplitude und veränderlicher Phase ist das Frequenzspektrum in etwa identisch ($f_1 = f_2$). Es ergibt sich eine Schwebung, wobei $f_s = f_2 - f_1$.

Die meisten, an den einzelnen Elektroden registrierten Potentialfelder sind nun nicht stationär, sondern breiten sich als Wanderfelder mit endlicher Geschwindigkeit über den Cortex aus (COOPER et al. 1974). Dabei wird die Amplitude und Wellenform, bedingt durch die verschiedenen Leitfähigkeiten der einzelnen Regionen, im Laufe der Verbreitung über eine beträchtliche Strecke stark variieren. Deshalb kommt es an vielen Stellen zu Interferenzen von Wellen des gleichen Feldes oder gar von unterschiedlichen Feldern, so daß komplizierte lokale Potentialverhältnisse vorliegen.

In der Regel wird folglich die Tätigkeit unter den differentiellen Elektroden sehr unterschiedlich sein und es werden Felder mit verschiedenem Frequenz- und Amplitudenspektrum vorherrschen, analog den diskutierten Fällen a. bb und b. .

Bipolare Ableitung

Diese physikalischen Vorstellungen lassen sich analog auf die Zusammensetzung von bipolaren EEG Wellen übertragen. Dabei spielt es keine Rolle, wie der augenblickliche Schwingungszustand, an den einzelnen Elektroden zustande kommt, ob es allein durch eine Welle oder durch Interferenz mehrerer Wellen entsteht.

PETSCHKE & FRÜHMANN (1966) diskutieren ebenfalls die Wellenform und kommen in Bezug auf bipolare Ableitungen zu ähnlichen Ergebnissen. Je nach den Eigenschaften der dabei registrierten Wellen sehen sie die folgenden Möglichkeiten:

- a. "Die Tätigkeit über beiden aktiven Elektroden ist sowohl in ihrem Frequenz-, als auch in ihrem Amplitudenspektrum identisch. In diesem Fall ergibt

sich bipolar eine Nulllinie", wie wir oben gezeigt haben.

- b. "Die Tätigkeit hat über beiden Elektroden dasselbe Frequenzspektrum, das Amplitudenspektrum über beiden Elektroden unterscheidet sich um einen konstanten Faktor. In diesem und nur in diesem Fall wird die bipolare Ableitung eine getreue Wiedergabe der Potentialform über jeder der beiden aktiven Elektroden darstellen." Entsprechend der Überlagerung von sinusförmigen Schwingungen ergibt sich hier eine Addition oder Subtraktion der Amplituden, bzw. wird die Amplitude zwischen diesen Extremen schwanken.

Diese beiden Varianten sehen PETSCHKE & FRÜHMANN (1966) lediglich theoretisch, in Wirklichkeit kommen folgende vor:

- c. "Die Tätigkeit hat über beiden Elektroden dasselbe Frequenzspektrum, das Amplitudenspektrum ist jedoch für verschiedene Frequenzen verschieden. Dieser Fall ist darauf zurückzuführen, daß jede Tätigkeit aus Potentialfeldern verschiedener Gestalt und Verteilung aufgebaut ist. Bipolare Ableitungen können in diesem Fall die Potentialform nicht mehr getreu wiedergeben. Es treten Scheinfrequenzen auf, die nur durch die Ableitetechnik bedingt sind und denen keine physiologische Realität zukommt. Damit ergibt sich auch, daß Amplituden bipolar nicht verwertet werden sollen".

"Wie aus toposkopischen Untersuchungen bekannt, treten die hypersynchronen Erscheinungen, mit denen man allein im EEG konfrontiert wird, über verschiedenen Ableitpunkten phasenverschoben auf, ein Moment, das bei Routineableitungen gewöhnlich nicht berücksichtigt wird. Das heißt, die Potential-

felder sind nicht stationär, sondern breiten sich im m/sec - Bereich nach verschiedenen Richtungen verschieden weit aus. Dieses Moment begünstigt noch das Auftreten von Scheinfrequenzen".

Diesen Fall diskutieren die Autoren an Hand eines Beispiels, bei dem gleichzeitig bi- und unipolar aufgezeichnet wurde. Die Differenz zweier unipolarer Amplituden ergibt nicht immer die registrierte bipolare Amplitude, was nur durch die Phasenverschiebung der abgeleiteten Wellen zu erklären ist. Ebenfalls kann daraus auf die Richtung der Potentialwanderung geschlossen werden, ob sich die Welle longitudinal oder transversal über den Schädel ausbreitet.

- d. "Die Tätigkeit über beiden Elektroden ist in ihrem Frequenz- und Amplitudenspektrum verschieden. Das trifft für die meisten lokalen und generalisierten EEG - Veränderungen zu. In diesem Fall wird die Form der bipolaren Ableitungen am weitesten von der der unipolaren abweichen; denn dabei addieren sich die oben angeführten Möglichkeiten zur Bildung von Scheinfrequenzen".

Unipolare Ableitung

In der Regel kann bei der unipolaren Ableitung, auch bei entsprechender Lage der Referenzelektrode, deren einstrahlendes Wellenspektrum nach Amplitude, Phase und Frequenz nicht unbedingt vernachlässigt werden. Im Idealfall ergibt sich eine amplitudenmodulierte Schwingung:

Es sei $y = A \cos \omega t$ die an der differentiellen Elektrode anfallende Spannung und $y_R = a \cos \omega t$ das Potential der Referenzelektrode, wobei im günstigsten Fall $\lim y_R \rightarrow 0$ gegen Null streben sollte; das wird theoretisch mit der common average reference von GOLDMANN (1950) und OFFNER (1950) erreicht. Die registrierte Amplitude y_m

gibt dann in etwa das genaue Potential der differentiellen Elektrode wieder : $y_m = (A + a \cos \varphi_R) \cos \theta$; wobei a den Amplitudenhub darstellt.

Von der Problematik der Schwingungsinterferenz kann die monopolare Ableitung somit weitgehend unberührt bleiben, wenn die Aktivität der Referenz wesentlich kleiner ist als die der aktiven Elektroden. Kritisch wird es lediglich, wenn sich diese Potentiale nur geringfügig unterscheiden.

Diese Beispiele von Wanderwellen und Schwingungen stationärer Potentialfelder sind trotz ihrer Komplexität starke Vereinfachungen der in praxi auftretenden Wellenformen. Es ist äußerst unwahrscheinlich, daß Amplitude und Wellenform während der Ausbreitung über eine größere Strecke des Schädels konstant bleiben und sich die Geschwindigkeit nicht ändert. Auf Grund dieser wandernden Potentialfelder ist auch die Annahme nur begrenzt zulässig, die bipolare Wellenform könne durch graphische Subtraktion von gleichzeitig registrierten unipolaren Ableitungen ermittelt werden. Dies ist nur dann der Fall, wenn über beiden Elektroden ein stationäres, nicht phasenverschobenes Feld mit gleichem Frequenzspektrum auftritt. Ansonsten werden bipolar nur Scheinfrequenzen registriert.

Aus diesen Beobachtungen sind folgende Schlüsse zu ziehen:

1. Die bipolare Ableitung ist unverlässlich, wenn es gilt die Wellenform zu erfassen, es werden fast durchwegs Scheinfrequenzen aufgezeichnet.
2. Selbst die Phasenumkehr zwischen zwei benachbarten Kanälen als Mittel zur Fokuslokalisation bei bipolarer Ableitung ist nicht sicher, so kann z.B. auf Grund von ausgedehnten Wanderfeldern eine Phasenumkehr mißverständliche Aussagen liefern. (COOPER 1959 und COOPER et al. 1974 haben darauf hingewiesen, ebenso E.L. REILLY & M.A. SEWARD 1980).

3. Die gleichzeitige Ableitung von bi- und unipolaren Ableitungen deckt Phasenunterschiede über verschiedenen Ableitorten auf, Diskrepanzen zwischen den beiden können auf das Zusammenwirken von verschiedenen gestalteten Feldern zurückgeführt werden.
(PETSCHKE & FRÜHMANN 1966)

4.2. Diskussion uni- und bipolarer Ableitungen

An Hand der wesentlichen Anforderungen, die an ein EEG gestellt werden, läßt sich die Bedeutung und die Leistungsfähigkeit der einzelnen Ableitungsarten gegenüberstellen. So ist es der Sinn und Zweck eines EEGs einen Überblick über die folgenden Punkte zu vermitteln:

- Erfassen pathologischer Wellenformen,
- Erkennen von Häufigkeit und zeitlicher Dynamik der Vorgänge,
- Ermitteln von Lokalisation und räumlicher Ausdehnung eines Fokus.

Die Voraussetzung für die exakte Deutung eines EEG ist dabei die möglichst präzise Beschreibung der Parameter Ableitort, Symmetrie, Wellenform, Amplitude, Frequenz und Phasenlage; nur damit werden die mannigfaltigen Potentialfelder kontinuierlich erfaßt. Andererseits ist die Technik der Ableitung von offensichtlichem Einfluß auf die Befunde, so erklärt sich die erstaunliche Häufigkeit von "Mitten"-Mustern, von biparietalen "humps" und von SW Mustern durch die obligate Schlafregistrierung mit langen monopolaren Ableitungen bei GIBBS & GIBBS (1958 und 1971).

4.2.1. Problematik der Referenzelektrode

Für die Aussagekraft der monopolaren Ableitung ist die Lage der Referenzelektrode von entscheidender Bedeutung. Nach TOENNIES (1934) kommen nur solche Punkte in Betracht, die oberhalb des Halses liegen, weil von tiefer-

gelegenen Hautstellen das EKG zu stark einstrahlt. Andererseits sagt der Abstand der indifferenten Elektrode vom Cortex nichts über den eigentlichen Wert als Referenzpunkt aus. Es ist vielmehr wichtig, ein möglichst gleichbleibendes Oberflächendurchschnittspotential zu erhalten, im Idealfall ein Punkt mit konstantem Potential. Mit der Verwendung von Ohr, Nase, Vertex und nicht cephalischen Elektroden wird nun versucht ein solches Niveau zu erreichen. Für OFFNER (1950) ist dies aber nur möglich, wenn die average common reference benutzt wird.

Auriculäre Referenzpunkte

Durch die unterschiedlichen Leitfähigkeiten der Gewebe bildet sich zwischen Schädelbasis und Schädelkonvexität ein allgemeines Durchschnittspotential heraus. Vor allem an der Basis, mit den geringen Widerständen von Liquor und Muskulatur, werden sich die Potentiale gleichmäßig ausbreiten. Das Ohr steht in sehr engem Kontakt zur Basis, hat ihr gegenüber nur geringe Potentialdifferenzen und ist somit nach JUNG (1939) ein günstiger Ort für die Platzierung einer gemeinsamen Referenzelektrode. Es ist aber falsch, aus diesen minimalen Spannungen zu schließen, daß die indifferente Ohrelektrode von der physikalischen Streuung der Hirnpotentiale nicht betroffen sei (KORNMÜLLER 1934). In Wirklichkeit nimmt das Ohr an allen in der Nähe ablaufenden Potentialschwankungen teil, wie JUNG (1939) durch die eigenartige Verteilung des α -Rythmus bei unipolarer Ableitung nachgewiesen hat. Da der Hauptfokus des α -Rythmus in der occipitalen Temporalregion zu suchen ist, kann es zu einer Einstreuung von Potentialen des α -Rythmus bis zu einer Größe von $50\mu V$ gegenüber den weiter entfernten Teilen der Konvexität in die indifferente Elektrode kommen. KUGLER (1963) geht von Schwankungen der Größenordnung $10 - 30\mu V$ aus. Deshalb kann das Ohr gegenüber der Frontalregion ein höheres Potentialniveau besitzen. In diesem Fall kommt es durch die Einstreuung dieser Potentiale in die Ohr-

elektrode in den frontalen Ableitungen zu einer Phasenumkehr der frontalen α -Wellen, die deshalb auch einen Ausgleich der occipital beiderseits nachweisbaren Phasendifferenzen zeigen. Auch bei hochgespannter Delta Aktivität, die vor allem in den frontalen, fronto-polaren und zentralen Elektroden auftritt, können die Ohrläppchen beeinflusst werden. Gegenüber Elektroden, die von diesem Feld nicht tangiert werden, kommt es zum Phänomen der "slow wave reversal", wie GARVIN & GIBBS 1971 gezeigt und REILLY & SEWARD 1980 erneut beschrieben haben.

Allgemein wird also bei einem basal liegenden Fokus, der in die Nähe des Ohres reicht, die physikalische Streuung in jeder Ableitung auch mit verschiedenen Phasenbeziehungen bemerkbar sein, selbst wenn die Elektroden erheblich weit auseinander liegen. Durch Vergleich mehrerer monopolarer Ableitungen, können aber, die von der indifferenten Elektrode stammenden Potentialschwankungen an ihrer Phasengleichheit erkannt werden (GIBBS & GIBBS 1958).

JUNG (1939) führt auch die unterschiedliche Lokalisierung des Fokus des α -Rythmus in uni- und bipolaren Ableitungen auf die Beeinflussung der Ohrelektrode zurück. So hat er bipolar eine occipito-parietale Lage, unipolar ein Wandern des Fokus in der Occipitalregion nachgewiesen! Dieser Scheinwiderspruch sei ebenfalls durch die Einstreuung von Potentialen des α -Rythmus in die indifferente Elektrode bedingt.

Insbesondere beeinflussen also Entladungen der Temporalregion die Ohrelektrode, nach KUGLER (1963) kann dadurch eine generalisierte Aktivität vorgtäuscht werden.

ABRAHAM (1958) zeigte, daß die Ohrelektrode die Tendenz hat, selbst invers proportional zu der Amplitude der Entladungen zu variieren, die in der benachbarten Elektrode gemessen werden. Unter Umständen resultiert daraus die Bildung von Isopotentialen. Andererseits ergeben bereits kleine Verschiebungen der differenten Elektroden

bedeutende und klare Wechsel der Gesamtspannung, GIBBS & GIBBS (1958, 1971) sehen deshalb die Position der Referenz als nicht kritisch an, da sie mit dieser Methode präzise Lokalisationen jeglicher Art erhalten können.

Parallelschaltung der beiden auriculären Referenzelektroden TOENNIES (1934) empfiehlt als indifferente Elektrode beide Ohren in Parallelschaltung zu verwenden. In diesem Fall ist darauf zu achten, daß der Hautwiderstand unter den beiden Elektroden annähernd gleich ist. Ansonsten wird von dem Ohr läppchen mit dem niedrigsten Widerstand abgeleitet, wie MOWERY & BENETT (1957) gezeigt haben. Das führt über dem ipsilateralen Temporallappen zu einer erheblichen Amplitudenabnahme und kann eventuell pathologisch mißdeutet werden.

Average Common Reference

Für die Ableitung der Potentialverteilung einer großflächigen Tätigkeit ist die Ableitung gegen die Durchschnittsreferenz gewöhnlich ungeeignet (COOPER et al. 1974). Auch COBB (1958) geht davon aus, daß bei ausgedehnten Entladungen, d.h. wenn etwa ein Drittel der Gesamtelektroden in dem gleichen Feld liegen, die resultierende unipolare Information zweifelhaft ist, auch wenn sie über die average common reference erhalten wurde. STORM VAN LEEUWEN (1958) stellte experimentell fest, daß die Durchschnittsreferenz immer dann verwendet werden sollte, wenn die zu lokalisierenden Prozesse in der mittleren frontalen und mittleren parietalen Region auftreten. Liegt der Fokus aber an der Grenze der elektrodenbedeckten Region, also in den tiefen frontalen, temporalen und occipitalen Gebieten, so ist kein konstantes Durchschnittspotential zu erhalten. Er empfiehlt, den günstigsten Referenzpunkt nach vorangegangener bipolarer Ableitung zu wählen.

Vertex

Sind beispielsweise in Fällen von Temporallappenentla-

dungen beide Ohrläppchen aktiv, benützen GIBBS & GIBBS (1958) die mittlere Vertexelektrode C_z als Referenzpunkt. Auf diese Weise gelingt es den Einfluß der temporalen Region auf das Ohr zu umgehen und anteriore und mittlere temporale Aktivitäten zu vergleichen; es können auch basale Foci besser lokalisiert werden. Allerdings neigt die zentrale Vertexelektrode bei Schlafableitungen dazu, Spindeln und steile Vertexwellen besonders hervorzuheben (REILLY & SEWARD 1980). Wird nun C_z durch diffuse Aktivität langsamer Wellen beeinflusst, erscheinen diese Spindeln über einem größeren Gebiet als in der Wirklichkeit. Deshalb sehen die Autoren eine monopolare Ableitung im Schlafen mit diesem Referenzpunkt als kontraindiziert an.

Andere Referenzpunkte

Bei bestimmten Krankheitsbildern, kann es notwendig werden, die Referenz zu verlegen. Bei Epilepsien des Temporal-lappens kommt es laut MOWERY & BENETT (1957) zum Auftreten von negativen spikes in der Temporalregion, in der Umgebung der Ohrläppchen, die von der aktiven Ohrelektrode herrühren. In diesem Fall ist es besser eine andere Referenz zu wählen, z.B. eine mittlere oder tiefe Occipitalelektrode. COOPER et al. (1974) sehen keinen Referenzpunkt als befriedigend an, da alle von einer Aktivität aus der Umgebung tangiert werden. So wird eine "Elektrode auf der Nase von der orbitalen Oberfläche des Frontallappens influenziert", eine Elektrode am Kinn "häufig durch Potentiale der Gesichts-, Zungen- und Schlundmuskulatur". Zu einem befriedigenden Ergebnis führen für ihn Referenzelektroden am Genick, etwa 5cm unterhalb des Gehörgangs, speziell dann wenn die Elektroden für die kontralaterale Seite verwendet werden. Dem stimmt HARNER (1977) zu, der die Referenz 4cm unterhalb der Ohrläppchen am Mandibulawinkel anbringt. Unter bestimmten Umständen verwenden COOPER et al. (1974) auch eine sogenannte "hot" Referenz, sie wählen den Ort des vermuteten Potentialmaximums. Erfolgen dann alle Aus-

schläge nach der gleichen Seite,so ist der Fokus lokalisiert,denn ein Punkt mit höherem Potential würde nach der anderen Seite ausschlagen.

4.2.2. Wellenform

Mit beiden Ableitungstechniken ist im allgemeinen das Auftreten pathologischer Wellenformen,insbesondere der paroxysmalen Muster deutlich zu erkennen,ebenso ist eine Differenzierung dieser Aktivität von sich ergebenden Artefakten mit einiger klinischer Erfahrung möglich.

Bipolare Wellenmuster setzen sich auf Grund ihrer physikalischen Entstehung meistens aus Scheinfrequenzen zusammen und können zur Aufklärung der tatsächlichen Feldverteilung wenig beitragen.PETSCHKE & FRÜHMANN (1966) zeigten, daß durch Superposition der abgeleiteten Potentiale die eigentliche Wellenform verwischt wird und die tatsächliche Polarität der Aktivität unter den beiden differenten Elektroden nicht ohne weiteres zu erfassen ist.GIBBS & GIBBS (1958) sehen die Gefahr,daß in den bipolaren Ableitungen Wellenmuster übersehen oder zumindest falsch eingeschätzt werden,deren klinische Bedeutung erwiesen ist.Da bei der Substraktion von Potentialen sich die gemeinsamen Komponenten auslöschen,werden wiederum pathologische Wellenformen vorgetäuscht, die sich unipolar als eine Misch-tätigkeit durchaus normaler Muster entpuppen.So schildern PETSCHKE & FRÜHMANN (1966) den Fall eines 14 jährigen Buben mit Oligophrenie und seltenen Grand Mal Anfällen,bei dem bipolar "in der Längsrichtung eine regelmäßige 5/sec Tätigkeit,bei Querableitung dagegen regelmäßige Spitz - Wellenkomplexe auftauchen",unipolar "besteht über allen Elektroden eine Misch-tätigkeit von spitz - wellenartigen Gruppen mit einem Thetahintergrund".

Unipolar hingegen wird eine einfachere,unkompliziertere und graphische anschaulichere Kurve aufgezeichnet (GIBBS 1980).Auch JUNG (1939) sieht in der Ableitung gegen eine

gemeinsame indifferente Elektrode eine geeignete Methode, um bei einer starken elektrischen Aktivität an der Schädelkonvexität ein annähernd brauchbares Bild von der Größe, Form und Polungsrichtung der Potentialschwankungen zu erhalten. Es werden vor allem weniger Anomalien, vor allem Seitenanomalien verfehlt, da sich bei dieser Technik auch Potentiale, die nicht unmittelbar unter den Elektroden liegen, sowie von abnormen basalen und temporalen Entladungen in den Ableitungen auswirken.

4.2.3. Lokalisation

In Bezug auf Lokalisation und Erkennen der räumlichen Ausdehnung eines Fokus, die für die medizinische Diagnose von entscheidender Bedeutung sind, ist die Leistungsfähigkeit der einzelnen Ableitungen in der Literatur umstritten. Beide Methoden zeigen ihre bestimmten Charakteristiken und Vorteile.

Amplitude in bipolaren Ableitungen

Bipolar werden keine so großen Amplituden registriert wie unipolar (KUGLER 1963), denn wie gezeigt, werden hier nur die höchsten Feldgradienten gemessen. Deshalb kann die Amplitude keinen Hinweis auf die Lokalisation des Fokus geben, da das Elektrodenpaar mit den höchsten Auslenkungen in einiger Entfernung vom aktuellen Herd liegen kann, während andere mit weitaus niedrigeren Amplituden am nächsten plaziert sein können. Als Beispiel führt GLOOR (1977) die häufige Aufhebung der Amplitude durch Äquipotentiale vor allem in $F_3 - T_3$ oder $F_8 - T_4$ Verbindungen bei anterioren und temporalen Spindelentladungen an. Ferner werden bipolar großflächige Entladungen, die sich über eine Anzahl von Elektroden gleichzeitig ausbreiten, nur mit sehr stark verminderter Amplitude registriert (MOWERY & BENETT 1957), so daß keine oder nur sehr geringe Aktivität vorgetäuscht werden kann. Die Aussagekraft der bipolaren Amplituden ist folglich stark eingeschränkt

und sie sollten zur Auswertung eines EEG prinzipiell nicht herangezogen werden, obwohl BERGER (1935) die Amplituden seiner weiten bipolaren Ableitungen als direkt proportional zu der Elektrodenentfernung und somit zu der Anzahl der dazwischenliegenden Nervenzellen ansah.

Amplitude in unipolaren Ableitungen

Vor allem in monopolaren Ableitungen werden die Amplituden lokalisatorisch verwertet, insbesondere durch Aufsuchen der Amplitudenmaxima kommt es zur Ermittlung der Foci, wobei allerdings berücksichtigt werden muß, daß die Maxima nicht unbedingt über den Punkten registriert werden, wo sie real auftreten. Laut BISHOP (1950) zeigt das Maximum eines Potentials, egal ob dieses positiv oder negativ gerichtet ist, die Nähe eines Herdes an, ein inaktiver Ort wäre einfach weniger polarisiert als ein elektrisch aktiver. GIBBS & GIBBS (1958) hingegen vermuten, daß das negative Potential eines Punktes gegen eine indifferente Elektrode die Nähe des aktiven Ortes anzeigt, während ein positives Potential auf eine Distanz zwischen ableitender Elektrode und Fokus hinweist. Generell werden unipolar die höchsten Amplituden erreicht und die Amplitudenauswertungen sind nach GLOOR (1977) eher vertrauenswürdig als bei der bipolaren Methode. So stellte ABRAHAM (1958) in Vergleichen von corticalen mit Skalp EEGs fest, daß bei unipolarer Ableitung eine größere Übereinstimmung zwischen den registrierten Wellen besteht, die Potentiale durch die Widerstände der dazwischenliegenden Schichten nicht in dem Maße gestreut und somit reduziert werden wie in bipolaren Ableitungen! Dies stimmt mit den Aussagen BERGERS (1935) überein: "Bei der unipolaren Ableitung gelangen an die Elektrode Stromschwankungen, die von einem kegelförmigen Gebiet im Bereich der Aufsatzstelle dieser Elektrode geliefert werden. Die Elektrode selbst liegt an der Spitze dieses Kegels, während sich die Stromlinien nach der gewöhnlich

größer gewählten indifferenten Elektrode zu immer mehr ausbreiten. Es ist selbstverständlich, daß bei einer derartigen Ableitung vor allem die elektrischen Vorgänge, die sich in unmittelbarer Nachbarschaft der differentiellen Elektrode abspielen, zur Darstellung kommen und daß sich daher namentlich für lokalisatorische Zwecke diese Ableitung empfiehlt". Eine unkritische Auswertung der Amplituden kann aber auch bei der unipolaren Ableitung irreführend sein, die aus der aktiven Referenz stammenden Potentiale müssen ständig in Betracht gezogen werden. So sind der Evaluation quantitative Grenzen gesetzt. JUNG (1939) empfiehlt nur Potentialschwankungen von mehr als $50 \mu V$ lokalisatorisch zu verwenden, da mit einer Einstreuung von Spannungen dieser Größenordnung von der Schädelbasis in die indifferente Ohrelektrode immer gerechnet werden muß und auch bei entfernter elektrischer Aktivität Potentialdifferenzen zwischen Ohrläppchen und Basis von $10 - 30 \mu V$ bestehen. Allerdings sind die von der indifferenten Elektrode stammenden Potentialschwankungen an ihrer Phasengleichheit oder -umkehr zu erkennen. Nach GOLDMANN (1950) lassen sich aber normale und pathologische Aktivitäten auch bei einwandfreier Interpretation nicht immer exakt lokalisieren, wenn eine beliebige Referenzelektrode verwendet wird. So können zumindest theoretisch verschiedene Arten der Aktivität durch die Verwendung einer Referenzelektrode verborgen bleiben, die in die Ableitung ihre eigenen Potentialschwankungen einbringt. Diese heben eventuell die Abnormalitäten einer aktiven Elektrode auf oder maskieren die eigentliche Aktivität, indem sie auf Grund räumlicher und technischer Bedingungen fälschlicherweise relative Werte von Potentialschwankungen in zwei oder mehr Elektroden aufzeigen. Theoretisch eröffnet die Ableitung gegen die average common reference spezielle Vorteile. COBB (1958) zeigte aber an Hand von ausgedehnten Potentialfeldern, die ein Drittel des Cortex umfassen, daß auch die mit der Durchschnitts-

referenz erzielten Informationen zweifelhaft sind. In diesem Fall werden die Referenzpunkte durch das zu untersuchende Feld stark beeinflusst und die Potentialschwankungen gehen in alle Kanäle ein, eine unipolare Ableitung ist ungeeignet.

Bei stärkerer elektrischer Aktivität in der Nähe der differentiellen Elektrode auf der Schädelkonvexität ist laut JUNG (1939) ein annähernd brauchbares Bild von Größe, Form und Polungsrichtung der Potentialschwankungen zu erhalten. Nach GIBBS & GIBBS (1958, 1971) wird die gesamte Spannung registriert und ein unmittelbares Bild des Feldes wiedergegeben, so daß bei dieser Technik gute lokalisatorische Ergebnisse erzielt werden können. Vor allem multiple Entladungen und wahre Umkehrungen des Signales können monopolar leichter aufgedeckt werden, während bei bipolarer Technik nur eine unnötige Komplizierung eintritt.

Vor allem die großen Potentialschwankungen bei Epilepsie eignen sich gut zur Lokalisation mit unipolaren Ableitungen (GIBBS & GIBBS 1958), wichtig ist diese Technik auch zur Identifizierung von basalen und temporalen pathologischen Prozessen (JUNG 1939). Allerdings sind Tumore mit ihren niedrigen Spannungen um ca. $50\mu\text{V}$ ungenügend lokalisierbar. Bei manchen Aktivationsmethoden treten andererseits besonders hohe Potentialdifferenzen und somit ausgeprägte Amplituden auf. Vor allem im Schlaf ist die langsame Aktivität sehr ausgeprägt und es kommt zu hohen Potentialen. In diesem Fall ist nach COOPER et al. (1974) eine monopolare Ableitung nicht mehr aussagekräftig und die Verwendung bipolarer Methoden angebracht, um lokale Phänomene aufzudecken.

Phase in unipolaren Ableitungen

Ein Merkmal der spatialen Verteilung der EEG Signale, die sich über große Gebiete des Schädels erstrecken, ist das häufige Auftreten von Zeitdifferenzen zwischen verschiedenen Regionen. So sind bei der monopolaren Ableitung

z.B. α -Wellen, die posterior entstehen, gegen ähnliche anteriore bis zu 30 und 40 Millisekunden versetzt, wobei diese Verzögerung sich in anterior - posteriorer Richtung verstärkt. Solche Zeitdifferenzen können durch eine Verlagerung des Fokus oder aber durch eine Überlagerung von Potentialen verschiedener Generatoren gleicher Frequenz und verschiedener Phase entstehen. In einigen Fällen erscheinen Wellen in der einen Region gar phasenumgekehrt gegenüber solchen, die gleichzeitig woanders auftreten. Solche Umkehrungen können die momentane Wiedergabe von Potentialdifferenzen corticaler Aktivität sein, aber diese Phasenumkehr braucht weder physiologischen noch corticalen Ursprungs zu sein.

Nach JUNG (1939) besteht bei der Verwendung der Ohrläppchen als gemeinsamer Referenz die Möglichkeit einer Phasenumkehr der frontalen α - Wellen. Strahlt nämlich der Fokus des α - Rythmus, der im occipitalen Temporallappen liegt, wesentlich in die indifferente Ohrelektrode ein, so kann diese ein höheres Potential als relativ wenig aktive Teile der Schädelkonvexität erhalten. Frontal werden dann phasenverschobene α - Wellen auftreten, die von der Referenzelektrode eingestreut wurden.

Generell wird bei Referenzableitungen eine solche Phasenumkehr immer dann auftreten, wenn eine routinemäßig platzierte Referenzelektrode von einem weit verbreiteten Feld konataminiert wird, wobei die eigentliche Lage der indifferenter Elektrode, Ohrläppchen, Vertex etc. keine Rolle spielt. Häufig tritt dieser Fall auch bei hochgespannter Deltaaktivität auf und GARVIN & GIBBS (1971) und REILLY & SEWARD (1980) beschrieben dieses Phänomen der "slow wave reversal". Hochgespannte Deltaaktivität taucht generell am häufigsten in den frontalen, frontopolgaren und zentralen Elektroden bilateral synchron auf, reicht in der Regel nicht sehr weit und nimmt sehr stark an Spannung ab, ehe sie in die anterioren und mittleren temporalen Elektroden einstreut. Erreicht sie schließlich das

Ohrhläppchen, dann sind diese langsamen Wellen deutlich abzugrenzen. Gelegentlich kommt es vor, daß sich die langsamen Wellen stärker verteilen und mit einer Spannung der gleichen Größenordnung in die Ohrhläppchen einstrahlen, wie sie an den mittleren temporalen und an den zentralen Elektroden abgegriffen wird. In diesem Fall ist die vom Verstärker registrierte Potentialdifferenz in den Kanälen am geringsten, die die Ohrhläppchen mit diesen mittleren temporalen und zentralen Elektroden verbinden. Andererseits erscheinen in den Verschaltungen von frontalen zu auriculären und von occipitalen zu auriculären Elektroden hohe Potentialdifferenzen, die größer sind als die der mittleren temporalen und zentralen Region. Baut nun die Deltaaktivität an der Referenzelektrode eine signifikante Spannung auf, so schlägt sich diese mit entgegengesetzter Polarität in allen Ableitungen von Elektroden nieder, die in dieses Feld nicht verwickelt sind. Auf diese Weise ergibt sich eine Phasenumkehr, die aber als ein "montage artifact" anzusehen ist.

Phase in bipolaren Ableitungen

Bereits ADRIAN und MATTHEWS (1934) sahen in der bipolaren Ableitung eine gute Möglichkeit zur Identifizierung eines Fokus. Das Hauptkriterium stellt dabei die Phasenumkehr in zwei Kanälen dar, wobei die gleiche Elektrode in einem Kanal an input 2 und im nächsten Kanal an input 1 angeschlossen ist. Nach GIBBS & GIBBS (1958) ist nur eine Phasenverschiebung von 180° diagnostisch zu verwerten. Registriert wird diese Umkehrung der Polungsrichtung der Potentialgradienten durch die Umkehr des Zeigerausschlages in den Signalen zweier Kanäle; alle anderen bipolar gewonnenen Daten sind nicht graphisch zu sehen. Der Fokus wird sich in diesem Fall unter der Elektrode befinden, die beiden Kanälen gemeinsam ist. Zur weiteren Kontrolle empfiehlt JUNG (1939) die Ableitung von den beiden anderen Elektroden dieser Kanäle (sog. Triangulierung), bei der sich ein Ausgleich oder eine Summierung der Potentialschwankungen

ergeben sollte. KUGLER (1963) weist nun darauf hin, daß eine Phasenumkehr, die nur in den Längsreihen auftritt, allein noch kein Herdkriterium ist; sie muß auch in den Querreihen nachgewiesen werden.

Je enger die Elektroden auf dem Schädel plaziert sind, um so präziser können die Phasenbeziehungen benachbarter Ableitungen ausgewertet und die Foci eingegrenzt werden. Darin ist die gute lokalisatorische Bedeutung der bipolaren Ableitung, vor allem bei plötzlich auftretenden Spannungswechseln zu sehen. JUNG (1939) unterstreicht dies, in dem er auf die räumliche Ausdehnung des elektrischen Feldes und dessen Begrenzung durch die unterschiedlichen Leitfähigkeiten und die physikalische Streuung der Potentiale hinweist. So nimmt die Dichte der Äquipotentiallinien mit wachsender Entfernung vom Ort des Potentialmaximums ab, theoretisch ist $V \sim 1/m^2$. Bei engem Elektrodenabstand werden folglich auch geringe Potentialschwankungen registriert. Die bipolare Ableitung von zwei aufeinander senkrecht stehenden Elektrodenreihen mit engem Abstand ist die deutlichste Methode einen Fokus darzustellen.

Allerdings zweifelt schon BERGER (1935) diese Methode als Mittel zur Lokalisierung von Potentialmaxima an: "Die Stromlinien dringen viel weniger tief ein als bei der unipolaren Ableitung, breiten sich aber seitlich bogenförmig aus und umfassen ein viel größeres Gebiet. Es werden bei der bipolaren Ableitung alle elektrischen Vorgänge aufgenommen, die zwischen den beiden Elektroden, und zwar nicht nur in ihrer unmittelbaren Verbindungslinie, sondern auch innerhalb eines etwa linsenförmigen Raumgebildes entstehen. Zweifellos eignet sich diese Art der Ableitung weniger zu lokalisatorischen Zwecken, als vielmehr zur Darstellung der elektrischen Vorgänge innerhalb größerer oder kleinerer Rindengebiete und zur Auffindung verhältnismäßig geringer Potentialschwankungen". Auch COOPER (1959) stellt die Phasenumkehr als eindeu-

tigen Hinweis zur Lokalisierung von Potentialmaxima in Frage. So stellt das Auftreten einer vollkommenen Gradientenumkehr nur dann ein brauchbares und leicht interpretierbares Kennzeichen dar, wenn der vermutete Generator in der Tat ein radiales, symmetrisches und stationäres Feld erzeugt. Beim Vorliegen eines Wanderfeldes muß ein solcher Gradientenwechsel nicht auf ein absolutes Potentialmaximum zurückzuführen sein. In vielen Fällen zeigen bipolare Ableitungen einen anderen Phasenunterschied als 180° , der sich durch eine fortbewegte Welle erklären läßt, die an den einzelnen Elektroden in unterschiedlichen Schwingungszuständen abgegriffen wird. Auch zeigte COOPER (1959), daß die bipolar ermittelten Phasenbeziehungen nicht den tatsächlichen Phasenrelationen zwischen den einzelnen Elektroden entsprechen müssen. Von der aufgezeichneten bipolaren Information kann also nicht eindeutig auf die zeitlichen Unterschiede und Relationen zwischen dem Auftauchen ähnlicher Potentiale an unterschiedlichen Elektroden geschlossen werden. Beim Vorliegen eines Wanderfeldes ist es damit unmöglich eine Aussage über die ursprüngliche Wellenform zu erhalten, da Gradientenverschiebungen durch Interferenzen von Wanderwellen hervorgerufen werden und sich hauptsächlich Scheinfrequenzen ergeben.

PETSCHKE & FRÜHMANN (1966) weisen ebenfalls auf die Möglichkeit hin, daß sich bei ausgedehnten Wanderfeldern eine Phasenumkehr ergeben kann, die mißverständliche Aussagen liefert. "Bei Kindern beobachtet man sogar häufig Phänomene, die zwar mehr oder weniger lokal begrenzt sind, aber nicht mehr eindeutig als Herd aufgefaßt werden können, sofern 'Herd' durch Phasenumkehr über einer Elektrode bei Ableitung von aufeinander senkrecht stehenden Elektrodenreihen definiert ist".

Einen anderen Fall von irreführender Phasenumkehr schildern REILLY & SEWARD (1980) bei bipolarer Ableitung von positiven Krampfspitzen mit einer Frequenz von 14 und 6/sec

(14 and 6 per second positive spike burst), die hauptsächlich in der posterioren Temporalregion auftreten. Bei diesen positiven Entladungen ergibt sich eine "outward phase reversal", der keinerlei physiologische Bedeutung zukommt.

Bei nicht ganz stationärem Fokus können schon geringe Verschiebungen unter den Elektroden zur Phasenumkehr, führen, die Polungsrichtung ist somit unsicher. Da sich aus einer Phasenumkehr ein Fokus aber nicht ohne weiteres lokalisieren läßt, fordert COOPER (1959) die Anwendung unipolarer Ableitungen, vor allem der Goldmann - Offner Technik, um die Phasenverschiebungen und Zeitrelationen der auftretenden Potentiale zu ermitteln. TOENNIES (1934) sieht wiederum keine Möglichkeit bei der Verwendung von monopolarer Techniken aus den Frequenzen und anderen Merkmalen lokalisatorische Daten zu erhalten.

HJORTH (1975) verglich die relativen Fähigkeiten der verschiedenen Ableitungstypen zur Bestimmung der lokalen Ursprungsaktivität auf der Schädeloberfläche statistisch. Durch quantitative Messungen konnte er eine Korrelation aufstellen, in der die bipolaren Vergleichswerte generell niedriger als die unipolaren mit der Vertexelektrode c_z als Referenz waren. Er führt das auf eine größere Unabhängigkeit des Signals von der Umgebung zurück, das somit für die primäre Aktivität dieses Gebietes repräsentativer ist. Mittels der bipolaren Ableitung ist demnach die lokale Potentialverteilung besser zu erfassen. Dabei muß aber berücksichtigt werden, daß die mittlere Vertexelektrode C_z nur in Bezug auf temporale Entladungen eine günstige Referenz darstellt und ihre generelle Anwendung auf alle Elektroden des 10 - 20 Systems das Ergebnis verzerrt.

4.3. Diskussion der uni- und bipolaren Programme

Zur präzisen Erkennung von pathologischen Ereignissen sollen die Vor- und Nachteile der einzelnen Ableitungen ausgenutzt werden, die Wahl der angewendeten Programme spielt dabei eine ausschlaggebende Rolle und trägt dazu bei die komplizierten Potentialverteilungen sichtbar zu machen.

Bipolare Montagen

Bipolare Programme eignen sich hauptsächlich zur genauen Lokalisation von plötzlichen Spannungswechseln, wie sie bei den üblichen oberflächennegativen Herden auftreten. Dazu werden mehrere verschiedene Ableitungen hintereinander geschrieben, vor allem von longitudinalen anterior - posterioren Elektrodenreihen, die beiderseits temporal und parasagittal verlaufen, und von frontalen, zentralen und occipitalen Transversalreihen. Dieses Schema unterstützt die von vielen Autoren gestellte Forderung, ein Fokus lasse sich nur durch präzise, aufeinander senkrecht stehende Elektrodenreihen ermitteln. Für GLOOR (1977) sind folglich zur Identifizierung eines Herdes mindestens zwei Montagen nötig; die entsprechenden longitudinalen und transversalen Reihen lassen sich bei einer Platzierung der Elektroden nach dem 10 - 20 System in jeweils ein 16-Kanalprogramm zusammenfassen, analog den von uns verwendeten // und  Montagen. Um eine Wanderung des Focus während der Ableitung auszuschalten, fordert er unter Umständen eine gleichzeitige Registrierung von Längs- und Querreihen. Nach HARNER (1977) liefert eine bipolare Reihenschaltung eine ausreichende Information über lokale Gradienten der EEG Tätigkeit, welche die Entdeckung von Abnormalitäten bezogen auf focale Fehlordnungen des ZNS verbessern.

In anterior-posteriore Richtung werden meist Gradienten der normalen Aktivität überwiegen, wie α -Aktivität, β -Aktivität und Spindeln, während pathologische Ereignisse ge-

wöhnlich in der vorderen Temporalregion ausgeprägt sind. Im Vergleich dazu tauchen in transversalen Reihen ständig steilere Gradienten abnormaler EEG Tätigkeit auf, wie Temporallappenspindeln und langsame Wellen, bilaterale spikes and waves oder low voltage spikes über dem frontalen Vertex. Damit gelingt es auch parasagittale und temporale Foci zu unterscheiden, selbst wenn diese Differenzen durch longitudinale oder monopolare Ableitungen verschleiert sind.

Neben diesen beiden Programmen sieht GLOOR (1977) in der Anwendung weiterer bipolarer Montagen keinen Nutzen, insbesondere dann, wenn die Resultate durch monopolare Montagen bestätigt wurden. KLASS (1977) zieht jedoch zur Identifikation von kurzen temporalen Wellen, die womöglich nur örtlich auftreten, eine bipolare Anordnung mit sich überlappenden Ketten vor.

Wie PETSCHKE & FRÜHMANN (1966) gezeigt haben, begegnet man bei Routine-EEGs mit aufeinander senkrecht stehenden Elektrodenreihen häufig Kurvenbildern, die aus diesen Ableitungen alleine nicht in Potentialfelder umgedeutet werden können. Dies ist meist dann der Fall, wenn eine Phasenumkehr, die für ein stationäres Feld durchaus ein signifikantes Merkmal darstellt, durch die Welleninterferenz eines Wanderfeldes imitiert wird; auch können Phasenumkehrungen infolge technischer Artefakte auftreten. Die internationale EEG Gesellschaft fordert deshalb zusätzlich Montagen, bei denen weiter und enger Elektrodenabstand kombiniert werden

Trianguläres Programm

Dieses Postulat einer Ableitung mit langem Elektrodenabstand erfüllt ein trianguläres Programm, es soll einen Überblick über die Gesamtaktivität und über Seitenasymmetrien wiedergeben. Insbesondere bereitet die Temporalregion Schwierigkeiten, die bei der Verwendung von transversalen und longitudinalen Reihen, sowie mit unipolarer Ableitung nur ungenügend gelöst werden (HENRY 1977). So

können langsame Aktivität und schlecht begrenzte Spindeln oder steile Wellen zumindest teilweise durch elektromyographische oder Augenbewegungsartefakte beeinflusst werden.

Mit der weiten Triangulierung nach GASTAUT (1949), bei der eine Elektrode der zentralen Region, meist C_z , mit zwei korrespondierenden Elektroden der lateralen Reihen verbunden wird, lassen sich basale Störungen gut erfassen und focale Entladungen lokalisieren. Die entsprechenden Ableitungen werden analog unserer Δ -Ableitung in drei benachbarten Kanälen niedergeschrieben. Ergibt sich nun eine weite Phasenumkehr, d.h. die Phasenverschiebung von 180° erfolgt in der ersten und dritten Spur, die beide mit C_z verbunden sind, so lokalisiert sich der Fokus in der Nähe der Cortexmitte, während er bei einer engen Phasenumkehr lateral liegt (KUGLER 1963).

HENRY (1977) weist auf die Schwäche einer solchen Montage hin. Parasagittale Störungen, die sich über die Mittellinie hinüberziehen, oder Entladungen der Temporalregion können auf Grund der Verschaltung der Elektroden eine Phasenumkehr der kontralateralen Seite hervorrufen und so den Fokus irrtümlich in der falschen Hemisphäre angeben. Die inaktive Seite dient in diesem Fall als Referenz für die aktive Region!

Auch mit kurzen triangulären Montagen (wie $F_3-F_7, F_7-T_3, T_3-F_3$) ist die Chance gegeben, Abnormalitäten der Temporalregion und der auriculären Gegend ohne die störenden Effekte eines temporalen Äquipotentialniveaus abzuleiten. Allerdings können diese Triangel, wenn sie außerhalb der Temporalregion angewendet werden, sehr irrführend sein; HENRY (1977) fordert ihre Anwendung nur für temporale Entladungen. GLOOR (1977) stellt den Nutzen einer triangulären Ableitung generell in Frage. In der Tat dürfte die weite Triangulierung einige Vorteile einer unipolaren Ableitung mit C_z als Referenz besitzen, neben dieser zentralen Elektrode haben beide eine Anzahl von

Kanälen gemeinsam.

Unipolare Montagen

Monopolare Ableitungen von symmetrischen Arealen des Schädels zu einer gemeinsamen, relativ inaktiven Referenzelektrode geben nach HARNER (1977) insbesondere bei komplexer Feldverteilung und speziellen Wellenmustern gute Informationen über Amplitudenverteilung und Wellenform. Laut HENRY (1977) dienen diese Montagen vor allem dem Studium diffuser, bilateraler Merkmale, KLASS (1977) sieht Vorteile bei der Interpretation von abnormalen spike and wave Komplexen, sowie bei der Erkennung von Schlafvarianten. Zur genauen Lokalisation von Potentialmaxima kann ein zweites Programm mit dem vermuteten Maximum als "hot reference" geschrieben werden, um es bei gleicher Phasenrichtung einwandfrei zu identifizieren. Zur Evaluation der Temporalregion ist eine Verschaltung dieses Gebietes mit C_z möglich. Somit steht auch bei Referenzableitungen ein breit gefächertes Angebot an Montagen bereit.

Eine untergeordnete Rolle spielt dabei nach unserer Meinung die Anordnung der einzelnen Kanäle in dem eindimensionalen Schema der geschriebenen Aufzeichnung, es bleibt dem jeweiligen Arzt überlassen, die für ihn praktische und vertraute Form zu finden.

GIBBS & GIBBS (1971) treten für die ausschließliche Verwendung bipolarer Programme ein. Sie arbeiten mit einem eigenen Modus der Elektrodenlokalisierung, da das übliche 10 - 20 System unnötig viele Elektroden in prä- und postzentralen Regionen plaziert, während in den vorderen temporalen und basalen Gebieten, wo sie dringend benötigt werden, keine vorgesehen sind. Obwohl beide Techniken die selben Informationen enthalten, sprechen sie der bipolaren Ableitung jeglichen Nutzen ab. Sie sehen sie als Zeitverschwendung, kompliziert (da selbst für einen Überblick mehrere Programme notwendig sind), und selbst als Mittel zur Lokalisation nicht vorteilhaft an, da der

triviale Fall der Äquipotentiale relativ häufig auftreten. Hingegen ist mit einer kompletten unipolaren Aufzeichnung laut GIBBS (1979) auch ein slow wave und ein spike focus vertretenswert nachzuweisen. Den einzelnen Aktivationsmethoden kommt hier allerdings eine besondere Bedeutung zu! Vor allem Anfallsleiden lassen sich mittels Schlafprovokation in monopolaren Ableitungen durch ihre hohen Amplituden registrieren. COOPER et al. (1974) weisen aber darauf hin, daß wegen der ausgedehnten Verteilung und hohen Spannung der langsamen Aktivität im Tiefschlaf zum Aufdecken von lokalisierten Phänomenen bipolare Programme verwendet werden sollten. GIBBS (1979) äußert sich in einer Diskussion wie folgt: "Of course I believe that sleep should be routine. As for monopolar and referential recordings, we have insisted for years that if you can't show it with referential electrodes it isn't there, and it is much easier to read referential recordings than it is bipolar recordings".

Das Anwendungsgebiet dieser Montagen ist in den Bereichen von Diagnostik und Therapiekontrolle zu sehen, überall da, wo es auf deutliche Amplituden und einen Überblick über die Wellenform ankommt, eine exakte Auswertung kleinerer Potentiale vernachlässigt werden kann.

Kombinierte Anwendung

Aus den geschilderten Punkten ergibt sich, daß mono- und bipolare Ableitungen alleine nicht genügend aussagekräftig sind und nicht alternativ angesehen werden dürfen, sondern in speziellen Situationen die eine Montage der anderen überlegen ist. Deshalb befürwortet die Internationale Federation (1958) beide Programme hintereinander von langen, nicht unterbrochenen und aufeinander senkrecht stehenden longitudinalen und transversalen Elektrodenreihen abzuleiten. Eine solche Kombination führt zu einer genauen Lokalisation und es werden sämtliche Informationen über elektrische Poten-

tiale registriert, die bei Standard-EEG-Ableitungen ermittelt werden können. Ein wesentlicher Vorteil dieser Methode ist die Kontrolle der bipolaren Ergebnisse durch die unipolaren und deren Ergänzung. Ferner ist es möglich eine genaue Vorstellung über die Feldverhältnisse zu erhalten und GLOOR (1977) verwendet beide Programme zur Lokalisation von komplizierten EEG Veränderungen bei Epileptikern, die für neurochirurgische Eingriffe vorgesehen sind.

Auch JUNG (1939) stellt beide Techniken zu folgender Reihenfolge zusammen:

"1. 3fache unipolare Ableitung, occipital, parietal und frontal gegen Ohr mit Registrierung einer 4. bipolaren Ableitung als Differenz der unipolaren: a) von der linken, b) von der rechten Hemisphäre. 2. Doppelte unipolare Ableitung von symmetrischen Punkten beider Hemisphären: a) occipital, b) parietal, c) frontal, links und rechts, mit bipolaren Kontrollregistrierungen! 3. 3fache enge bipolare Ableitung: a) in Reihenableitung nach Walter mit 4 Elektroden, occipital, parietal und frontal, in 5-8 cm Abstand und 3-6 cm neben der Mittellinie; b) andere bipolare Anordnungen zur genaueren Eingrenzung des gefundenen abnormen Fokus, Seitenvergleich und Bestimmung des Potentialabfalls, je nach Lage des Fokus."

Um auch in komplizierteren Fällen die Feldverteilung über einer bestimmten Schädelregion zu verstehen, empfiehlt PETSCHKE & FRÜHMANN die gleichzeitige uni- und bipolare Ableitung. Im Gegensatz zur obigen Kombination von JUNG (1939) verwenden sie diese Methode jedoch nicht routinemäßig, sondern sie dient zum besseren Verständnis der einzelnen Phasenbeziehungen in bestimmten Fällen, um auf Phasenunterschiede über verschiedenen Ableitorten zu schließen bzw. um die Zweifel der Lokalisation durch Phasenumkehr bei einem Wanderfeld auszuräumen. "Auf diese Weise gelingt es oft, scheinbare Diskrepanzen zwischen

9

uni- und bipolarer Ableitung aufzuklären und sie auf das Zusammenwirken verschieden gestalteter Felder zurückzuführen". Nach GLOOR (1977) ist die Wahl der Elektroden, von denen synchron abgeleitet wird dabei von Fall zu Fall individuell zu treffen.

5. Zusammenfassung

Die Aussagekraft monopolarer und bipolarer Ableitungen wird an Hand von EEG Aufzeichnungen von zwanzig gesunden Probanden nach Valiumprovokation diskutiert und mit Literaturstellen verglichen.

Es wird die elektrophysiologische Feldverteilung über den Cortex beschrieben und über die physikalische Bedeutung der einzelnen Ableitungen berichtet. Ausschlaggebend für eine umfassende Interpretation eines EEG ist die möglichst exakte Darstellung der Parameter Ableitort, Amplitude, Frequenz und Phasenlage. Nur dadurch werden die mannigfaltigen Potentialfelder des EEG kontinuierlich erfaßt:

- 1) Unipolare Ableitungen zeichnen ein ziemlich getreues Bild der Größe, Form und Polungsrichtung der Potentialschwankungen; die Problematik der Aktivität und Inaktivität der Referenzelektrode ist in Betracht zu ziehen.
- 2) Der Vorteil der bipolaren Ableitung liegt in der einfachen Beurteilung eines Herdes mittels Phasenumkehr, die aber auch durch bestimmte Vorgänge vorgetäuscht werden kann. Zur Lokalisation trägt eine Phasenumkehr nur dann bei, wenn sie sowohl transversal als auch longitudinal auftritt.
- 3) Nach den Ergebnissen dieser Arbeit zeigt sich insbesondere die Unzuverlässigkeit bipolarer Ableitungen, wenn es gilt die Wellenform zu erfassen; es werden fast durchwegs Scheinfrequenzen aufgezeichnet. Die tatsächliche Feldverteilung ist schwer zu ermitteln.
- 4) Mono- und bipolare Ableitungen besitzen ihren eigenen diagnostischen Wert und eine grundsätzliche Entscheidung für eine von beiden ist unzweckmäßig. In Routineableitungen sollen deshalb beide Techniken

miteinander kombiniert, bei komplizierten Feldverteilungen beide gleichzeitig, synchron abgeleitet werden. Aus Form und Amplitudenunterschieden der beiden Ableitungen können Phasenunterschiede, vor allem aber eine genaue Lokalisation des Fokus ermittelt werden.

Eine Präferenz für ein bestimmtes Programm ist generell nicht zu geben, die abschließende Beschreibung der elektrischen Vorgänge ist die gleiche, ob nun die Messungen mit einer gemeinsamen Referenzelektrode vorgenommen wurden oder von reihenweise angeordneten Elektrodenpaaren stammen. Von wesentlicher Bedeutung ist das Verständnis der Ableitungsmethodik, was mit den beiden Ableitungen dargestellt wird und somit auch interpretiert werden kann, vor allem aber wann und in welchen Programmen uni- und bipolare Ableitungen gezielt angewendet werden sollen.

LITERATUR

1. ABRAHAM K., C.A. MARSAN : Patterns of cortical discharges and their relation to routine scalp electroencephalography. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* Vol. 10 (1958), 447-461
2. ADRIAN E.D., B.H.C. MATTHEWS, *Brain* 57 (1934), 355
Zit. nach COOPER 1959 und JUNG 1939
3. ANDERSEN P., BROOKS C.McC., ECCLES J.C., SEARS T.A. :
The ventro basal nucleus of the thalamus: potential fields, synaptic transmission, and excitability of both presynaptic and postsynaptic components.
J. Physiol. (London) 174 (1964), 348-369
Zit. nach SIMON 1977
4. BERGER H.: Über das Elektrenkephalogramm des Menschen X. Mitteilung. *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten* Vol. 103 (1935), 444-454
5. BISHOP G.: A critique of Gibb's law with an experimental commentary. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* Vol. 2 (1950), 91-92
6. BOOKER H.E., G.G. CELESIA : Diazepam deactivation: correlation with serum levels. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* Vol. 37 (1974), 419
7. CALVET J., CALVET M.C., SCHERRER J.: Etude Strati-graphique Corticale de l'Activité EEG Spontanée. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* Vol. 17 (1964) 109; Zit. nach COOPER 1974
8. COOPER R.: An ambiguity of bipolar recording. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* Vol. 11 1959, 829-820
9. COOPER R., J.W. OSSELTON, J.C. SHAW : *Elektroencephalographie*. Stuttgart 1974

10. COBB W. : Discussion on inipolar recording.
Electroenceph. clin. Neurophysiol. Vol 10
(1958),354
11. GARVIN J.S.,GIBBS E.L.: Focal frontal slow activity
with physiological reversal of electrical sign in
the occipital areas. Clinical Electroencephalo-
graphie Vol. 2 (1971),218 - 223
12. GASTAUT H.,PAILLAS J.,GASTAUT Y.: L'exploration EEG
par les derivations bipolaires à grande distance
inter - électrodes. Rev.Neurol., Paris 81/6 (1949)
Zit. nach KUGLER 1963
13. GIBBS F.A.,GIBBS E.L.: Atlas of Electroencephalo-
graphy Vol.1,Reading,London 1958
14. GIBBS F.A.,GIBBS E.L.: Elektroencephalographie: Klin.
Erfahrungen und Möglichkeiten und Grenzen.
Stuttgart 1971
15. GIBBS E.L.,GARVIN J.S.,WEINMAN R.L.: 12th annual
meeting of the American Medical Electroenceph.
Association;roundtable discussion: Maximizing the
clin. usefulness and cost effectivness of EEG and
EMG. Clin.Electroencephalography Vol.10,NO 1(1979),
1 - 24
16. GLOOR P.: Application of volume conductor,principles
to montage design. Am.J.of EEG Technology Vol.17,
NO 1 (1977),5 - 20
17. GOLDMANN D.: The clinical use of the average refer-
ence electrode in monopolar recording. Electro-
enceph. clin. Neurophysiol. Vol.2 (1950),211 - 214
18. HARNER R.N.: A recommendation for standart EEG montages.
Am.J.EEG Technol. Vol.17,NO 2 (1977), 105 - 114
19. HENRY C.E.: Relative merits of different montages for
optimal disply of EEG patterns. Am.J.EEG Technol.
Vol.17,NO 1 (1977), 21 - 51

20. HJORTH B. : An on-line transformation of EEG scalp potentials into orthogonal source derivations. Electroenceph. clin. Neurophysiol. Vol. 39 (1975), 526 - 530
21. HOLDER G.E., L.A. JONES, G.F.A. HARDING : A quantitative investigation into the effects of carbamazepine, diazepam and quinalbarbitone on the EEG and visual evoked potential in man. Electroenceph. clin. Neurophysiol. Vol. 39 (1975), 430
22. INTERNATIONAL FEDERATION : A glossary of terms most commonly used by clinical electroencephalographers. Electroenceph. clin. Neurophysiol. Vol. 37 (1974), 538 - 548
23. INTERNATIONAL FEDERATION : Report of the committee on methods of clinical examination in Electroencephalography. Electroenceph. clin. Neurophysiol. Vol. 10 (1958), 370 - 371
24. JASPER H. : The ten-twenty electrode system of the International Federation. Electroenceph. clin. Neurophysiol. Vol. 10 (1958), 372 - 375
25. JUNG R. : Das Elektrencephalogramm und seine klinische Anwendung. I. Methodik der Ableitung, Registrierung und Deutung des EEG. Der Nervenarzt Vol. 12 (1939), 541 - 590
26. KLASS D.W. : Symposium on EEG montages: which, when, why and wither. Introduction. Am. J. EEG Technol. Vol. 17, NO 1 (1977), 1 - 3
27. KNOTT J.R. : Commonly used montages in clinical electroencephalography. Am. J. EEG Technol. Vol. 17, NO 2 (1977), 85 - 99
28. KORNMÜLLER A.E. : Zum Problem der Lokalisation auf der Großhirnrinde auf Grund bioelektrischer Studien. Die Naturwissenschaften Vol 22/24 (1934), 414 - 416

29. KUGLER J.: Elektroencephalographie in Klinik und Praxis. Stuttgart 1963
30. STORM van LEEUWEN: Remarks on unipolar versus bipolar recording. Electroenceph. clin. Neurophysiol. Vol. 10 (1958), 354 - 355
31. MOWERY G.L., A.E. BENNETT : Some technical notes on monopolar and bipolar recording. Electroenceph. clin. Neurophysiol. Vol. 9 (1957), 377
32. OFFNER F.F.: The EEG as potential mapping: the value of the average monopolar reference. Electroenceph. clin. Neurophysiol. Vol. 2 (1950), 215 - 216
33. PETSCHKE H., FRÜHMANN E.: Die Analyse von lokalen EEG-Veränderungen durch gleichzeitige uni- und bipolare Ableitungen. Archiv für Psychiatrie u. Zeitschrift für die ges. Neurologie Vol. 208 (1966), 447 - 461
34. POLLEN D.A.: Intracellular studies of cortical neurons during thalamic induced wave and spike. Electroenceph. clin. Neurophysiol. Vol. 17 (1964) 398 - 404
Zit. nach SIMON 1977
35. PROCHAZKA M.: Diagnostic value of diazepam in EEG of epileptics. Electroenceph. clin. Neurophysiol. Vol. 38 (1974), 444
36. RALL W., SHEPHERD G.M.: Theoretical reconstruction of field potentials and dendrodendrite synaptic interactions in olfactory bulb. J. Neurophysiol. Vol. 31 (1968), 884 - 915
Zit. nach SIMON 1977
37. REILLY E.L., M.A. SEWARD : Reversal of electrical sign in the occipital area : physiological or montage artefact. Clin. Electroenceph. Vol. 11, NO 2 (1980), 57 - 64

38. SHARBROUGH F.W.: The mathematical logic for design of montages. Am. J. EEG Technol. Vol. 17, NO 2 (1977), 73-83
39. SIMON O.: Elektroencephalogramm. München 1977
40. TOENNIES J.F.: Die Ableitung bioelektrischer Effekte vom uneröffneten Schädel. J. Psychol. Vol. 45 (Leipzig 1933), 154-171
41. TOENNIES J.F.: Die unipolare Ableitung elektrischer Spannungen vom menschlichen Gehirn. Naturwissenschaften Vol. 22/24 (1934), 411-414
42. WYSS O.A.M.: Beiträge der Elektroencephalographie zur allgemeinen Physiologie des Nervensystems. Schweizer Archiv für Neurologie, Neurochirurgie und Psychiatrie, Bd. 115 (1974), 271-289

Bei Herrn Prof. Dr. Schrader möchte ich mich für die Überlassung des Themas und die Bereitstellung des Arbeitsplatzes bedanken. Für die geduldige Beratung in allen technischen und fachlichen Fragen gebührt Herrn Oberarzt Dr. A. Ross mein besonderer Dank.

Ebenfalls danken möchte ich allen Kollegen und Freunden, die sich als Versuchspersonen zur Verfügung gestellt haben, sowie bei Frau Geipel und Frau Grill, die mich bei der Durchführung der Versuche unterstützt haben.

LEBENS LAUF

Am 30. Januar 1953 wurde ich, Manfred Schöps als erstes Kind von Herbert und Erika Schöps in Kaufbeuren, Ostallgäu geboren.

Von September 1959 bis Juli 1963 besuchte ich die Grundschule in Marktoberdorf, danach wechselte ich an das Peter-Dörfler-Gymnasium in Marktoberdorf über, an dem ich im Juni 1972 im mathematisch-naturwissenschaftlichen Zweig das Abitur bestand.

Anschließend leistete ich von Juli 1972 bis September 1973 meinen Grundwehrdienst bei der Luftwaffe in Landsberg/Lech ab.

Im Wintersemester 1973/74 war ich an der Technischen Universität München in der Fächerkombination Mathematik/Physik immatrikuliert.

Mit dem Sommersemester 1974 begann ich das Studium der Zahnmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität in München, wo ich im Frühjahr 1975 die naturwissenschaftliche Vorprüfung und im Herbst 1976 die zahnärztliche Vorprüfung ablegte. Im Juli 1979 schloß ich das Studium mit dem Staatsexamen erfolgreich ab und erhielt anschließend die Approbation als Zahnarzt.

Gegenwärtig arbeite ich als Assistenz Zahnarzt in Kaufbeuren.

